

(12)特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2005 年 9 月 9 日 (09.09.2005)

PCT

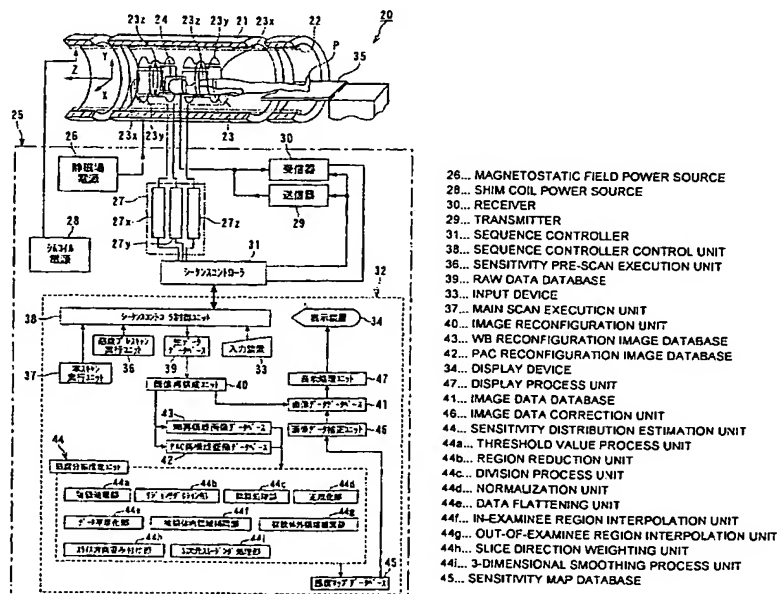
(10) 国際公開番号
WO 2005/082245 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 5/055, G01R 33/56
(21) 国際出願番号: PCT/JP2005/003659
(22) 国際出願日: 2005 年 2 月 25 日 (25.02.2005)
(25) 国際出願の言語: 日本語
(26) 国際公開の言語: 日本語
(30) 優先権データ:
特願 2004-052313 2004 年 2 月 26 日 (26.02.2004) JP
特願 2004-052312 2004 年 2 月 26 日 (26.02.2004) JP
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP];
(72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 内菌 真一 (UCHIZONO, Shinichi). 町田 好男 (MACHIDA, Yoshio). 市之瀬 伸保 (ICHINOSE, Nobuyasu).
(74) 代理人: 波多野 久, 外 (HATANO, Hisashi et al.); 〒1050003 東京都港区西新橋一丁目 17 番 16 号 宮田ビル 2 階 東京国際特許事務所 Tokyo (JP).
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU,

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE, AND DATA PROCESSING METHOD OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング装置のデータ処理方法



(57) Abstract: A magnetic resonance imaging device (20) includes: a scan execution unit for executing scan for generating sensitivity map data on an RF coil (24); a region reduction unit (44b) for performing a region reduction on the signal area in the vicinity of a non-signal area of the image data obtained by scan; a sensitivity map data generation unit (44) for generating sensitivity map data by using image data after region reduction; and a smoothing process unit (44i) for subjecting the sensitivity map data to a three-dimensional smoothing filter.

[続葉有]



ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR),
OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU,

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約: 磁気共鳴イメージング装置20は、RFコイル24の感度マップデータを生成するためのスキャンを実行するスキャン実行ユニットと、スキャンにより得られた画像データの無信号領域近傍の信号領域に対してリジョンリダクションを行うリジョンリダクションユニット44bと、リジョンリダクション後の画像データを用いて感度マップデータを生成する感度マップデータ生成ユニット44と、感度マップデータに3次元スムージングフィルタをかけるスムージング処理ユニット44iとを備える。

明 細 書

磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング装置のデータ処理方法

5

技術分野

本発明は、核磁気共鳴信号を利用して被検体の画像を撮像する磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング装置のデータ処理方法に係り、特に受信
10 用コイルの感度分布に起因する画像データの輝度や信号値の不均一性を補正する
磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング装置のデータ処理方法に関する。

背景技術

15 従来、医療現場におけるモニタリング装置として、第24図に示すような磁気共鳴イメージング（MRI：Magnetic Resonance Imaging）装置1が利用される（例えば日本国特許第3135592号公報参照）。

磁気共鳴イメージング装置1は、静磁場を形成する筒状の静磁場用磁石2内部にセットされた被検体Pの撮像領域に傾斜磁場コイルユニット3の各傾斜磁場コ
20 イル3x、3y、3zでX軸、Y軸、Z軸方向の傾斜磁場を形成するとともにR
F（Radio Frequency）コイル4からラーモア周波数の高周波（RF）信号を送信することにより被検体P内の原子核スピンを磁氣的に共鳴させ、励起により生じた核磁気共鳴（NMR：Nuclear Magnetic Resonance）信号を利用して被検体Pの画像を再構成する装置である。

25 すなわち、予め静磁場電源5により静磁場用磁石2内部に静磁場が形成される。さらに、入力装置6からの指令によりシーケンスコントローラ制御ユニット7aは、信号の制御情報であるシーケンスをシーケンスコントローラ8に与え、シーケンスコントローラ8はシーケンスに従って各傾斜磁場コイル3x、3y、3zに接続された傾斜磁場電源9およびRFコイル4に高周波信号を与える送信器
30 10を制御する。このため、撮像領域に傾斜磁場が形成され、被検体Pには高周

波信号が送信される。

この際、傾斜磁場コイル 3 x、3 y、3 z により形成された X 軸傾斜磁場、Y 軸傾斜磁場、Z 軸傾斜磁場は主として、位相エンコード (PE: phase encoding) 用傾斜磁場、読出し (RO: readout) 用傾斜磁場、スライスエンコード (SE: slice encoding) 用傾斜磁場としてそれぞれ使用される。このため、原子核の位置情報
5 である X 座標、Y 座標、Z 座標はそれぞれ原子核スピンの位相、周波数、スライスの位置に変換され、位相エンコード量を変えながらシーケンスが繰返し実行される。

そして、被検体 P 内の原子核スピンの励起に伴って発生した NMR 信号は、R
10 F コイル 4 で受信されるとともに受信器 1 1 に与えられてデジタル化された生データ (raw data) に変換される。さらに、生データは、シーケンスコントローラ 8 を介してシーケンスコントローラ制御ユニット 7 a に取り込まれ、シーケンスコントローラ制御ユニット 7 a は生データデータベース 7 b に形成された K 空間 (フーリエ空間) に生データを配置する。そして、画像再構成ユニット 7 c が、
15 K 空間に配置された生データに対してフーリエ変換を実行することにより、被検体 P の再構成画像データが得られ、画像データベース 7 d に保存される。さらに、表示処理ユニット 7 e により画像データが適宜表示装置 7 f に与えられて表示される。

このような磁気共鳴イメージング装置 1 では、撮影高速化のために R F コイル
20 4 が送信用の全身用 (WB: whole-body) コイルと受信用の主コイルとしてのフェーズドアレイコイル (PAC: phased-array coil) とから構成される (例えば、Roemer PB, et al. The NMR Phased Array, MRM 16, 192-225 (1990) 参照)。フェーズドアレイコイルは、複数の表面コイルを備えるため、各表面コイルで同時に NMR
25 R 信号を受信してより多くの生データを短時間で収集することにより、撮像時間を短縮することができる。

ここで、磁気共鳴イメージング装置 1 による画像診断では、最終的に得られる画像データに輝度ムラ (信号強度ムラ) が生じないことが望まれる。しかし、R F コイル 4 を複数の表面コイルを備えたフェーズドアレイコイルで構成すると、
30 R F コイル 4 を構成する各表面コイルの感度の不均一性により、NMR 信号の信

号強度とともに単に生データのフーリエ変換による再構成処理で得られた画像データの信号強度にも不均一性が生じるため、画像データには輝度ムラが発生する。

そこで、従来、被検体Pの画像を生成するための本スキャンに先立って感度プレスキャンが実行される。そして感度プレスキャンによりフェーズドアレイコイルとWBコイルとから画像データを取得し、第25図に示すフローチャートの手順により各画像データの信号強度 S_{PAC} 、 S_{WB} の除算値である信号強度比(S_{PAC}/S_{WB})に基づいてフェーズドアレイコイルの感度分布が3次元感度マップデータとして推定され、得られた3次元感度マップデータにより画像データの輝度が補正される。

まず、感度プレスキャン実行ユニット7gにより感度推定用シーケンスがシーケンスコントローラ制御ユニット7aに与えられて感度プレスキャンが実行される。そして、WBコイルにより得られたWB再構成画像およびフェーズドアレイコイルにより得られたPAC再構成画像がそれぞれWB再構成画像データベース7hおよびPAC再構成画像データベース7iに保存される。

さらに、WB再構成画像およびPAC再構成画像に基づいて感度分布推定ユニット7jにより、フェーズドアレイコイルの感度分布の推定値が求められる。

すなわちステップS1において、閾値処理部7kによりWB再構成画像およびPAC再構成画像に対して閾値処理が実行される。すなわち、WB再構成画像およびPAC再構成画像の信号強度が閾値以下となる領域がマスクされ、WB絶対値画像データおよびPAC絶対値画像データが生成される。

次にステップS2において、リジョンリダクション部7lが、PAC再構成画像およびWB再構成画像の閾値処理後の領域をリジョンリダクション処理により縮小させてマスク領域近傍における信号強度の小さい部分を3次元感度マップデータ作成用のデータから除外する。

次にステップS3において、除算処理部7mは、閾値処理およびリジョンリダクション処理後の各スライスにおけるPAC絶対値画像(PAC再構成画像の信号絶対値)をWB絶対値画像(WB再構成画像の信号絶対値)で除算することによりPAC絶対値画像とWB絶対値画像との信号強度比を3次元感度マップデータとして求める。

次にステップS4において、PAC絶対値画像とWB絶対値画像との信号強度比として求められた3次元感度マップデータの正規化処理がスライスごとに正規化部7nにより実施される。

次にステップS5において、被検体内領域補間部7oが、正規化処理後における3次元感度マップデータのうち、被検体P内部における無信号領域に対して線形補間処理を施す。

次にステップS6において、被検体外の無信号領域における感度分布を推定するために、リジョングローイング処理が被検体外領域補間部7pにより実施されて、被検体外における無信号領域の感度分布が補間される。

次にステップS7において、スライス方向の感度分布が一様となるように、スライス方向重み付け部7qは、3次元感度マップデータをスライス方向に重み付けすることにより補正する。

次にステップS8において、フィッティング処理やスムージング処理等の種々の処理がスムージング処理部7rにより実施され3次元領域全体におけるボリュームデータとして感度マップが作成されて感度マップデータベース7sに保存される。

さらに、本スキャン実行ユニット7tにより画像取得用シーケンスがシーケンスコントローラ制御ユニット7aに与えられて、本スキャンが実行される。そして、画像再構成ユニット7cの画像再構成処理により画像データが得られて画像データデータベース7dに保存される。さらに、画像データ補正ユニット7uが感度マップデータベース7sに保存された感度マップを用いて画像データデータベース7dに保存された画像データの輝度を補正し、輝度補正後の画像データが表示処理ユニット7eにより表示装置7fに与えられて表示される。

一般に、感度プレスキャンや本スキャンにより得られる画像データには、無信号領域が含まれる。これは、撮影領域である被検体に肺等の部位が存在し、NMR信号が生成されない無信号領域が存在するためである。ここで、一般に被検体内における無信号領域と信号領域との境界近傍における信号領域では、信号強度が小さくなるという現象が生じる。このため、フェーズドアレイコイルの感度分布の推定値に影響が生じる。

しかし、従来の磁気共鳴イメージング装置1において、フェーズドアレイコイ

ルの感度マップを作成する際の無信号領域の補間方法は、被験体内外に関係なく無信号領域に対してリジョンローイング処理を実施するのみである。

さらに、フェーズドアレイコイルを用いた感度プレスキャンとWBコイルを用いた感度プレスキャンとは個別に実施されるため、フェーズドアレイコイルを用いて取得した画像データにおける被検体Pの形状とWBコイルを用いて取得した画像データにおける被検体Pの形状との間にずれが生じる恐れがある。

また、フェーズドアレイコイルの各表面コイルの感度分布のみならず、配置特性に起因しても装置座標系のZ軸方向に関して信号強度に不均一性が生じる。

しかし、従来の磁気共鳴イメージング装置1では、感度プレスキャンにおける画像データの位置ずれや表面コイルの配置特性に起因する信号強度の不均一性を考慮することなく、単にWB再構成画像データおよびPAC再構成画像データの各信号強度に対して閾値処理をすることによりそれぞれ得られたPAC絶対値画像データとWB絶対値画像データの信号強度比に基づいてフェーズドアレイコイルの感度分布が推定されて感度マップが生成される。

この結果、従来の磁気共鳴イメージング装置1では、感度プレスキャンにより推定したフェーズドアレイコイルの感度分布の精度が十分に得られずに、本スキャンで得られた再構成画像の輝度を十分な精度で補正することができないという問題が生じている。

また、従来、医療現場におけるモニタリング装置として、第26図に示すような磁気共鳴イメージング装置1も利用される（例えば日本国特許第3135592号公報参照）。

前述のように、RFコイル4をフェーズドアレイコイルやWBコイルで構成すると、フェーズドアレイコイルやWBコイルの感度の不均一性に依存してNMR信号とともに再構成処理により得られる画像データの信号強度にも不均一性が生じる。一般に、WBコイルの感度の不均一性は無視できる程度に十分に小さいが、特に目的別コイルとしてのフェーズドアレイコイルにおける表面コイルの感度の不均一性は大きく、画像データに影響を与える。

このため、フェーズドアレイコイルの感度不均一性に起因する画像データの信号強度における不均一性を補正する必要がある。

そこで、第26図に示す磁気共鳴イメージング装置1では、第27図のフロー

チャートに示すように、ステップS1において、感度プレスキャン実行ユニット7gにより感度推定用シーケンスがシーケンスコントローラ制御ユニット7aに与えられてフェーズドアレイコイルおよびWBコイルを受信用コイルとして感度プレスキャンが実行される。そして、WBコイルにより得られたWBコイル画像データおよびフェーズドアレイコイルにより得られた主コイル画像データが、フェーズドアレイコイルの感度分布推定用の画像データとして取得され、それぞれWBコイル画像データベース7hおよび主コイル画像データベース7vに保存される。このため、三次元の画像データであるボリュームデータの撮影が2回に亘って実施される。

- 次に、ステップS2において、感度分布推定ユニット7jにより、フェーズドアレイコイルの感度分布の推定値が求められる。すなわち第28図(a)に示すような主コイル画像データの信号強度 S_{PAC} を第28図(b)に示すようなWBコイル画像データの信号強度 S_{WB} で除算処理部7wにより除算することにより、第28図(c)に示すような主コイル画像データとWBコイル画像データとの信号強度比(S_{PAC}/S_{WB})をフェーズドアレイコイルの感度分布の推定値として求める。

この際、主コイル画像データおよびWBコイル画像データの信号強度 S_{PAC} 、 S_{WB} が閾値未満、例えば最大値の10%未満であるような領域については除算処理が施されないようにするために、必要に応じて除算処理の前処理として各信号強度 S_{PAC} 、 S_{WB} の閾値処理が閾値処理部7xにより実施されて閾値未満の領域における各信号強度 S_{PAC} 、 S_{WB} がマスクされる。

この閾値処理を前処理とした除算処理により、画像コントラスト等のようにフェーズドアレイコイルの感度分布の不均一性以外の要因による画像データの信号強度への影響がキャンセルされるため、良好な精度で感度分布を推定できる。

- 次に、肺野等の存在により閾値処理により生じたデータ欠落部分である無信号領域に対して補間部7yにより内挿あるいは外挿が実施されて感度分布が推定され、さらにフィッティング処理やスムージング処理が2次元領域全体に亘ってスムージング処理部7zにより実施されて第28図(d)に示す感度分布の推定値曲線が得られる。

そして、同様な画像データの処理が3次元領域全体の各断面に亘って実施され

、ボリュームデータとして感度分布の推定値が求められる。

次に、ステップS 3において、フェーズドアレイコイルの感度分布の推定値が3次元感度マップデータとして感度マップデータベース7 sに保存される。

次に、ステップS 4において、本スキャン実行ユニット7 tにより画像取得用シーケンスがシーケンスコントローラ制御ユニット7 aに与えられて、フェーズドアレイコイルを受信用コイルとして本スキャンが実行される。そして、生データが収集されて画像再構成ユニット7 cの画像再構成処理により画像データが得られる。

次に、ステップS 5において、本スキャンにおける撮影断面方向、空間分解能等の撮影条件、データ収集条件、画像再構成条件等の諸条件に応じて、画像データ補正ユニット7 uが感度マップデータベース7 sから対応する3次元感度マップデータを切り出す。

そして、ステップS 6において、画像データ補正ユニット7 uが、切出された3次元感度マップデータを用いて画像データを補正する。このため、画像データの信号強度の不均一性が改善される。

一方、フェーズドアレイコイルで受信されたNMR信号から得られた画像データ自身から後処理によりフェーズドアレイコイルの感度分布を感度マップデータとして推定し、得られたフェーズドアレイコイルの感度マップデータを用いて画像データの信号強度ムラを補正する方法も利用される。例えば、フェーズドアレイコイルにより得られた画像データにスムージング処理を実行することにより極低周波成分の画像データを作成して感度分布として代用する方法がある。

また、WBコイルから送信される高周波信号の信号強度を参照してフェーズドアレイコイルで受信されたNMR信号から得られた画像データの信号強度ムラを補正する技術や（例えば日本国特開昭63-132645号公報参照）、予め記憶したフェーズドアレイコイルの感度分布と画像データから推定して得られたフェーズドアレイコイルの位置情報とを用いて画像データの信号強度ムラを補正する技術が提案される（例えば日本国特開平7-59750号公報参照）。

しかしながら、従来の、感度プレスキャンによりフェーズドアレイコイルとWBコイルとからそれぞれ得られた画像データの信号強度値 $S_{i g P A C}$ 、 $S_{i g W B}$ の除算値（ $S_{i g P A C} / S_{i g W B}$ ）に基づいてフェーズドアレイコイルの感度分

布を推定して画像データの信号強度を補正する方法では、感度プレスキャンに要する時間が長くなるという問題がある。このため、例えば被検体Pの腹部における画像を撮像する場合には、感度プレスキャンの実行時間に応じて息止め時間が長くなる。

5 また、フェーズドアレイコイルを用いた画像データの収集とWBコイルを用いた画像データの収集との間に被検体Pの動き等の原因により被検体Pに位置ずれ（ミスレジストレーション）が発生する恐れがある。さらに、フェーズドアレイコイルとWBコイルの双方から画像データを取得するため、フェーズドアレイコイルとWBコイルとの間のデカップリングが完全であることが必要となる。

10 一方、フェーズドアレイコイルによる画像データ自身から後処理にて推定されたフェーズドアレイコイルの感度分布を用いて画像データの信号強度ムラを補正する方法では、フェーズドアレイコイルの感度分布の推定精度が低い場合画像データの信号強度の補正が不十分となり、最終的に得られる補正後の画像データの均一性を十分に得ることができない。

15 また、種々の画像種に対して常に十分な精度で補正を行うことが困難であるという問題がある。例えば、画像データがT1強調やT2強調された画像データのように所望のコントラストを持つ画像データである場合には、スムージング処理を施して感度分布を推定しても、感度分布を示す画像データもコントラストを有することとなり、スムージング処理後の画像データを感度分布として代用することには無理がある。

20 さらに、マルチスライスによる撮像において全スライスにおける画像データの補正を一貫して行うことが困難である。

本発明はかかる従来の事情に対処するためになされたものであり、感度プレスキャンの実施により得られた画像データに基づいて、より精度よくRFコイルの感度分布を推定し、得られたRFコイルの感度分布に基づいて本スキャンの実施により得られた画像データの輝度をより良好に補正することが可能な磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング装置のデータ処理方法を提供することを目的とする。

30 また、より短時間で画像種等の撮影条件に依存することなく良好な精度で受信用コイルの感度分布の不均一性による画像データの信号強度ムラを補正すること

が可能な磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング装置のデータ処理方法を提供することを目的とする。

発明の開示

- 5 本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、上述の目的を達成するために、R F コイルの感度マップデータを生成するためのスキャンを実行するスキャン実行ユニットと、前記スキャンにより得られた画像データの無信号領域近傍の信号領域に対してリジョンリダクションを行うリジョンリダクションユニットと、リジョンリダクション後の前記画像データを用いて感度マップデータを生成する感度
- 10 マップデータ生成ユニットと、前記感度マップデータに3次元スムージングフィルタをかけるスムージング処理ユニットとを備えた。

- また、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、上述の目的を達成するために、R F コイルの感度マップデータを生成するためのスキャンを実行するスキャン実行ユニットと、前記スキャンにより得られた画像データを用いて感度マップ
- 15 データを生成する感度マップデータ生成ユニットと、前記感度マップデータの被検体内の無信号領域を線形補間する線形補間ユニットと、前記感度マップデータに3次元スムージングフィルタをかけるスムージング処理ユニットとを備えた。

- また、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、上述の目的を達成するために、画像撮影における受信用コイルの感度補正用データを生成するためのスキャン
- 20 を前記画像撮影における受信用コイルを受信用コイルとして実行するスキャン実行ユニットと、前記スキャンにおいて前記画像撮影における受信用コイルにより取得されたデータのみを元データとして前記感度補正用データを生成する感度補正用データ生成ユニットとを備えた。

- また、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置のデータ処理方法は、上述の目的を達成するために、R F コイルの感度マップデータを生成するためのスキャン
- 25 により得られた画像データの無信号領域近傍の信号領域に対してリジョンリダクションを行うステップと、リジョンリダクション後の前記画像データを用いて感度マップデータを生成するステップと、前記感度マップデータに3次元スムージングフィルタをかけるステップとを有する。

- 30 また、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置のデータ処理方法は、上述の目

的を達成するために、RFコイルの感度マップデータを生成するためのスキャンにより得られた画像データを用いて感度マップデータを生成するステップと、前記感度マップデータの被検体内の無信号領域を線形補間するステップと、前記感度マップデータに3次元スムージングフィルタをかけるステップとを有する。

- 5 また、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置のデータ処理方法は、上述の目的を達成するために、画像撮影における受信用コイルの感度補正用データを生成するためのスキャンを前記画像撮影における受信用コイルを受信用コイルとして実行し、前記スキャンにおいて前記画像撮影における受信用コイルにより取得されたデータのみを元データとして前記感度補正用データを生成するものである。
- 10 このような本発明に係る磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング装置のデータ処理方法においては、感度プレスキャンの実施により得られた画像データに基づいて、より精度よくRFコイルの感度分布を推定し、得られたRFコイルの感度分布に基づいて本スキャンの実施により得られた画像データの輝度をより良好に補正することができる。
- 15 また、より短時間で画像種等の撮影条件に依存することなく良好な精度で受信用コイルの感度分布の不均一性による画像データの信号強度ムラを補正することができる。

図面の簡単な説明

- 20 第1図は、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の実施の形態を示す機能ブロック図、
- 第2図は、第1図に示すRFコイルおよび受信器の詳細構成図、
- 第3図は、第2図に示すWBコイルとフェーズドアレイコイルの配置例を示す断面模式図、
- 25 第4図は、第1図に示す磁気共鳴イメージング装置により被検体の断層画像を撮像する際の手順を示すフローチャート、
- 第5図は、第1図に示す磁気共鳴イメージング装置により感度マップデータを生成する際の詳細手順を示すフローチャート、
- 第6図は、第1図に示す磁気共鳴イメージング装置によるリジョンリダクシヨ
- 30 ン処理の実施例を示す図、

第7図は、第1図に示す磁気共鳴イメージング装置による3次元感度マップデータの被検体内部における無信号領域に対する線形補間の実施例を示す図、

第8図は、3次元感度マップデータの被検体外部における無信号領域に対するリジョンローイングを26点法により行う場合の方法を示す説明図、

- 5 第9図は、3次元感度マップデータの被検体外部における無信号領域に対するリジョンローイングを6点法により行う場合の方法を示す説明図、

第10図は、第1図に示す磁気共鳴イメージング装置による3次元感度マップデータの被検体外部における無信号領域に対するリジョンローイングの実施例を示す図、

- 10 第11図は、第1図に示す磁気共鳴イメージング装置により3次元感度マップデータのスライス方向への重み付けを実施する際の補正係数をプロットした図、

第12図は、第1図に示す磁気共鳴イメージング装置により得られた輝度補正後における被検体の断層画像、

- 15 第13図は、従来の磁気共鳴イメージング装置により得られた輝度補正後における被検体の断層画像、

第14図は、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の第2の実施形態を示す機能ブロック図、

第15図は、第14図に示すRFコイルおよび受信器の一例を示す詳細構成図、

- 20 第16図は、第14図に示す磁気共鳴イメージング装置により被検体の断層画像を撮像する際の手順を示すフローチャート、

第17図は、第16図に示すフローチャートにおいて、フェーズドアレイコイルの感度分布を推定する際の詳細手順の一例を示すフローチャート、

- 25 第18図は、低コントラストとなる撮影条件で得られた主コイル画像データの信号強度分布を示す図、

第19図は、一般的なコントラストとなる撮影条件で得られた主コイル画像データの信号強度分布を示す図、

第20図は、従来の磁気共鳴イメージング装置により3次元感度マップデータ作成の際に生成されるデータを示す図、

- 30 第21図は、第14図に示す磁気共鳴イメージング装置により3次元感度マッ

データ作成の際の問題点を説明する図、

第 2 2 図は、第 2 1 図に示す問題点を回避した手順で磁気共鳴イメージング装置により 3 次元感度マップデータ作成の際に生成されるデータを示す図、

第 2 3 図は、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の第 3 の実施形態を示す機能ブロック図、

第 2 4 図は、従来の磁気共鳴イメージング装置の機能ブロック図、

第 2 5 図は、第 2 4 図に示す従来の磁気共鳴イメージング装置による感度マップの作成手順を示すフローチャート、

第 2 6 図は、従来の磁気共鳴イメージング装置の機能ブロック図、

第 2 7 図は、第 2 6 図に示す従来の磁気共鳴イメージング装置による画像データの信号強度ムラの補正手順を示すフローチャート、

第 2 8 図は、第 2 6 図に示す従来の磁気共鳴イメージング装置による感度分布の推定手順を示す説明図、
である。

発明を実施するための最良の形態

本発明に係る磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング装置のデータ処理方法の実施の形態について添付図面を参照して説明する。

第 1 図は本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の第 1 の実施形態を示す機能ブロック図である。

磁気共鳴イメージング装置 2 0 は、静磁場を形成する筒状の静磁場用磁石 2 1 と、この静磁場用磁石 2 1 の内部に設けられたシムコイル 2 2、傾斜磁場コイルユニット 2 3 および RF コイル 2 4 とを図示しないガントリに内蔵した構成である。

また、磁気共鳴イメージング装置 2 0 には、制御系 2 5 が備えられる。制御系 2 5 は、静磁場電源 2 6、傾斜磁場電源 2 7、シムコイル電源 2 8、送信器 2 9、受信器 3 0、シーケンスコントローラ 3 1 およびコンピュータ 3 2 を具備している。制御系 2 5 の傾斜磁場電源 2 7 は、X 軸傾斜磁場電源 2 7 x、Y 軸傾斜磁場電源 2 7 y および Z 軸傾斜磁場電源 2 7 z で構成される。また、コンピュータ 3 2 は、図示しない演算装置および記憶装置を備え、入力装置 3 3 および表示装

置 3 4 が設けられる。

静磁場用磁石 2 1 は静磁場電源 2 6 と接続され、静磁場電源 2 6 から供給された電流により撮像領域に静磁場を形成させる機能を有する。また、静磁場用磁石 2 1 の内側には、同軸上に筒状のシムコイル 2 2 が設けられる。シムコイル 2 2
5 はシムコイル電源 2 8 と接続され、シムコイル電源 2 8 からシムコイル 2 2 に電流が供給されて静磁場が均一化されるように構成される。

傾斜磁場コイルユニット 2 3 は、X 軸傾斜磁場コイル 2 3 x、Y 軸傾斜磁場コイル 2 3 y および Z 軸傾斜磁場コイル 2 3 z で構成され、静磁場用磁石 2 1 の内部において筒状に形成される。傾斜磁場コイルユニット 2 3 の内側には寝台 3 5
10 が設けられて撮像領域とされ、寝台 3 5 には被検体 P がセットされる。R F コイル 2 4 はガントリに内蔵されず、寝台 3 5 や被検体 P 近傍に設けられる場合もある。

また、傾斜磁場コイルユニット 2 3 は、傾斜磁場電源 2 7 と接続される。傾斜磁場コイルユニット 2 3 の X 軸傾斜磁場コイル 2 3 x、Y 軸傾斜磁場コイル 2 3
15 y および Z 軸傾斜磁場コイル 2 3 z はそれぞれ、傾斜磁場電源 2 7 の X 軸傾斜磁場電源 2 7 x、Y 軸傾斜磁場電源 2 7 y および Z 軸傾斜磁場電源 2 7 z と接続される。

そして、X 軸傾斜磁場電源 2 7 x、Y 軸傾斜磁場電源 2 7 y および Z 軸傾斜磁場電源 2 7 z からそれぞれ X 軸傾斜磁場コイル 2 3 x、Y 軸傾斜磁場コイル 2 3
20 y および Z 軸傾斜磁場コイル 2 3 z に供給された電流により、撮像領域にそれぞれ X 軸方向の傾斜磁場 G_x 、Y 軸方向の傾斜磁場 G_y 、Z 軸方向の傾斜磁場 G_z を形成することができるように構成される。

R F コイル 2 4 は送信器 2 9 および受信器 3 0 と接続される。R F コイル 2 4 は、送信器 2 9 から高周波信号を受けて被検体 P に送信する機能と、被検体 P 内部の原子核スピンの高周波信号による励起に伴って発生した NMR 信号を受信して受信器 3 0 に与える機能を有する。
25

第 2 図は第 1 図に示す R F コイル 2 4 および受信器 3 0 の詳細構成図である。

R F コイル 2 4 は、例えば高周波信号送信用の W B コイル 2 4 a と NMR 信号受信用のフェーズドアレイコイル 2 4 b とで構成される。フェーズドアレイコイル 2 4 b は、複数の表面コイル 2 4 c を備える一方、受信器 3 0 は複数の受信系
30

回路30aで構成される。さらに、各表面コイル24cは、それぞれ個別に受信器30の各受信系回路30aと接続され、WBコイルは送信器29および受信系回路30aと接続される。

第3図は、第2図に示すWBコイル24aとフェーズドアレイコイル24bの配置例を示す断面模式図である。

フェーズドアレイコイル24bの各表面コイル24cは、例えば被検体Pの特定関心部位を含む断面Lの周囲となるZ軸周りに対称に配置される。さらにフェーズドアレイコイル24bの外側には、WBコイル24aが設けられる。そして、RFコイル24は、WBコイル24aにより被検体Pに高周波信号を送信する一方、WBコイル24aまたはフェーズドアレイコイル24bの各表面コイル24cにより多チャンネルで特定関心部位を含む断面LからのNMR信号を受信して各受信器30の各受信系回路30aに与えることができるように構成される。

一方、制御系25のシーケンスコントローラ31は、傾斜磁場電源27、送信器29および受信器30と接続される。シーケンスコントローラ31は傾斜磁場電源27、送信器29および受信器30を駆動させるために必要な制御情報、例えば傾斜磁場電源27に印加すべきパルス電流の強度や印加時間、印加タイミング等の動作制御情報を記述したシーケンス情報を記憶する機能と、記憶した所定のシーケンスに従って傾斜磁場電源27、送信器29および受信器30を駆動させることによりX軸傾斜磁場 G_x 、Y軸傾斜磁場 G_y 、Z軸傾斜磁場 G_z および高周波信号を発生させる機能を有する。

また、シーケンスコントローラ31は、受信器30からデジタル化されたNMR信号である生データ(raw data)を受けてコンピュータ32に与えるように構成される。

このため、送信器29には、シーケンスコントローラ31から受けた制御情報に基づいて高周波信号をRFコイル24に与える機能が備えられる一方、受信器30には、RFコイル24から受けたNMR信号に所要の信号処理を実行するとともにA/D変換することにより、デジタル化されたNMR信号である生データを生成する機能と、生成した生データをシーケンスコントローラ31に与える機能が備えられる。

また、コンピュータ32には、プログラムが読み込まれて実行されることによ

り感度プレスキャン実行ユニット36、本スキャン実行ユニット37、シーケンスコントローラ制御ユニット38、生データデータベース39、画像再構成ユニット40、画像データデータベース41、PAC再構成画像データベース42、WB再構成画像データベース43、感度分布推定ユニット44、感度マップデータ
5 データベース45、画像データ補正ユニット46、表示処理ユニット47として機能する。ただし、プログラムによらず、特定の回路を設けてコンピュータ32を構成してもよい。

感度プレスキャン実行ユニット36は、フェーズドアレイコイル24bの感度分布である3次元感度マップデータを求めるための感度プレスキャンを実行する
10 際のシーケンス（感度推定用シーケンス）を生成する機能と、生成した感度推定用シーケンスをシーケンスコントローラ制御ユニット38に与えることにより感度プレスキャンを実行させる機能を有する。

本スキャン実行ユニット37は、画像データを取得するための本スキャンを実行する際における各種シーケンスをシーケンスコントローラ制御ユニット38に
15 与えることにより本スキャンを実行させる機能を有する。

シーケンスコントローラ制御ユニット36は、入力装置33またはその他の構成要素からの情報に基づいて、感度プレスキャン実行ユニット36および本スキャン実行ユニット37から受けたシーケンスのうち所要のシーケンスをシーケンスコントローラ31に与えることにより感度プレスキャンまたは本スキャンを実
20 行させる機能を有する。また、シーケンスコントローラ制御ユニット38は、シーケンスコントローラ31から感度プレスキャンまたは本スキャンの実行により収集されたWBコイル24aおよびフェーズドアレイコイル24bの各表面コイル24cの生データを受けて生データデータベース39に形成されたK空間（フーリエ空間）に配置する機能を有する。

25 このため、生データデータベース39には、受信器30において生成されたWBコイル24aおよび表面コイル24c毎の各生データが保存される。すなわち、生データデータベース39に形成されたK空間に生データが配置される。

画像再構成ユニット40は、本スキャンの実行により生データデータベース39のK空間に配置された生データに対してフーリエ変換（FT）等の画像再構成
30 処理を施すことにより被検体Pの画像データを再構成させる機能と、再構成させ

た画像データを画像データデータベース41に書き込む機能とを有する。

また、画像再構成ユニット40は、感度プレスキャンの実行により生データデータベース39のK空間に配置された生データに対して、本スキャンの実行により得られる生データに対する再構成処理と同等な手法による再構成処理を施すことによりフェーズドアレイコイル24bおよびWBコイル24aによりそれぞれ得られた被検体Pの画像データをPAC再構成画像およびWB再構成画像を生成する機能と、生成したPAC再構成画像およびWB再構成画像をそれぞれPAC再構成画像データベース42およびWB再構成画像データベース43に書き込む機能とを有する。

10 感度分布推定ユニット44は、PAC再構成画像データベース42およびWB再構成画像データベース43にそれぞれ保存されたPAC再構成画像およびWB再構成画像を用いることにより、フェーズドアレイコイル24bの3次元感度マップデータを作成する機能と、作成した3次元感度マップデータを感度マップデータベース45に書き込む機能を有する。すなわち、感度分布推定ユニット44
15 は、RFコイル24の感度マップデータを生成する感度マップデータ生成ユニットとして機能する。

このため感度分布推定ユニット44は、閾値処理部44a、リジョンリダクション部44b、除算処理部44c、正規化部44d、データ平坦化部44e、被検体内領域補間部44f、被検体外領域補間部44g、スライス方向重み付け部
20 44h、3次元スムージング処理部44iを備える。

閾値処理部44aは、PAC再構成画像およびWB再構成画像に対して閾値処理を施す機能、すなわちPAC再構成画像およびWB再構成画像の各信号強度が予めそれぞれ設定された閾値以下となる部分のデータをマスクする機能を有する。

25 リジョンリダクション部44bは、感度分布推定用に用いるPAC再構成画像およびWB再構成画像の閾値処理後の領域をリジョンリダクション処理により縮小させてマスク領域近傍における信号強度の小さい部分を3次元感度マップデータ作成用のデータから除外する機能を有する。

除算処理部44cは、閾値処理およびリジョンリダクション処理後のPAC再構成画像の信号絶対値であるPAC絶対値画像をWB再構成画像の信号絶対値で
30

あるWB絶対値画像で除算することによりPAC絶対値画像とWB絶対値画像との信号強度比を3次元感度マップデータとして求める機能を有する。

正規化部44dは、3次元感度マップデータの正規化処理を行う機能を有する。

- 5 データ平坦化部44eは、3次元感度マップデータに対して変換関数を用いてデータ平坦化処理を行う一方、データ平坦化処理後の3次元感度マップデータに対して逆変換関数を用いることによりデータ平坦化処理前の3次元感度マップデータを求める機能を有する。つまり、データ平坦化部44eは、3次元感度マップデータを一旦、線形補間に適した平坦化された分布に変換し、線形補間処理後
10 の3次元感度マップデータを元の分布に戻すデータ平坦化ユニットとしての機能を有する。従って、目的に応じて任意の関数を変換関数とすることができる。

被検体内領域補間部44fは、3次元感度マップデータの被検体P内部における無信号領域に対して線形補間処理を施す線形補間ユニットとしての機能を有する。

- 15 被検体外領域補間部44gは、3次元感度マップデータの被検体P外部における無信号領域に対してリジョングローイング処理を施すことにより補間するリジョングローイングユニットとしての機能を有する。

スライス方向重み付け部44hは、3次元感度マップデータをスライス方向に重み付けする機能を有する。

- 20 3次元スムージング処理部44iは、3次元感度マップデータに3次元のスムージングフィルタをかけるスムージング処理ユニットとしての機能を有する。

- 画像データ補正部46は、感度マップデータベース45に保存された3次元感度マップデータから本スキャンにおける撮影条件、データ収集条件、画像再構成条件等の画像データ取得条件に応じた3次元感度マップデータを切り出して抽出
25 する機能と、抽出した3次元感度マップデータを用いて本スキャンの実行により画像データデータベース41に保存された画像データの輝度を補正する機能を有する。

表示処理ユニット47は、画像データデータベース41に保存された画像データを表示装置34に与えて表示させる機能を有する。

- 30 以上のような構成の磁気共鳴イメージング装置20は、各構成要素により全体

として、本スキャンや感度プレスキャン等のスキャンを実行するスキャン実行ユニット、感度プレスキャンにおいて取得された画像データの無信号領域近傍の信号領域に対してリジョンリダクションを行うリジョンリダクションユニット、感度プレスキャンにおいて取得された画像データを用いて感度マップデータを生成する感度マップデータ生成ユニットおよび感度マップデータをスライス方向に重み付けすることにより補正するスライス方向重み付けユニットとして機能する。

次に、磁気共鳴イメージング装置20の作用について説明する。

第4図は、第1図に示す磁気共鳴イメージング装置20により被検体Pの断層画像を撮像する際の手順を示すフローチャートであり、図中Sに数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

まず、ステップS10において、感度プレスキャン実行ユニット36により感度推定用シーケンスがシーケンスコントローラ制御ユニット7aに与えられて、画像データを取得するための本スキャンに先立って、フェーズドアレイコイル24bの感度マップデータを取得するための感度プレスキャンが実行される。

すなわち、予め寝台35には被検体Pがセットされるとともに、静磁場電源26から静磁場用磁石21に電流が供給されて撮像領域に静磁場が形成される。また、シムコイル電源28からシムコイル22に電流が供給されて撮像領域に形成された静磁場が均一化される。

次に、入力装置33からシーケンスコントローラ制御ユニット38に動作指令が与えられる。このため、シーケンスコントローラ制御ユニット38は感度推定用シーケンスをシーケンスコントローラ31に与える。シーケンスコントローラ31は、感度推定用シーケンスに従って傾斜磁場電源27、送信器29および受信器30を駆動させることにより被検体Pがセットされた撮像領域にX軸傾斜磁場 G_x 、Y軸傾斜磁場 G_y 、Z軸傾斜磁場 G_z を形成させるとともに、高周波信号を発生させる。

この際、傾斜磁場コイルにより形成されたX軸傾斜磁場 G_x 、Y軸傾斜磁場 G_y 、Z軸傾斜磁場 G_z は主として、位相エンコード(PE)用傾斜磁場、読出し(R0)用傾斜磁場、スライスエンコード(SE)用傾斜磁場としてそれぞれ使用される。このため、被検体P内部における原子核のスピンの回転方向に規則性が現れ、SE用傾斜磁場によりZ軸方向に形成されたスライスにおける二次元的な位置情報

であるX座標およびY座標は、PE用傾斜磁場およびRO用傾斜磁場によりそれぞれ被検体P内部における原子核のスピン有位相変化量および周波数変化量に変換される。

そして、送信器29から感度推定用シーケンスに応じてRFコイル24のWBコイル24aに高周波信号が与えられ、WBコイル24aから被検体Pに高周波信号が送信される。さらに、被検体Pの内部において高周波信号の周波数に応じたスライスに含まれる原子核の核磁気共鳴により生じたNMR信号が、RFコイル24のWBコイル24aおよびフェーズドアレイコイル24bの各表面コイル24cにより多チャンネルで受信されてそれぞれの受信器30に与えられる。

各受信器30は、WBコイル24aおよびフェーズドアレイコイル24bの各表面コイル24cからNMR信号を受けて、前置増幅、中間周波変換、位相検波、低周波増幅、フィルタリング等の各種信号処理を実行する。さらに各受信器30は、NMR信号をA/D変換することにより、デジタルデータのNMR信号である生データを生成する。受信器30は、生成した生データをシーケンスコントローラ31に与える。

シーケンスコントローラ31は、受信器30から受けた生データをシーケンスコントローラ制御ユニット38に与え、シーケンスコントローラ制御ユニット38は生データデータベース39に形成されたK空間に生データを配置する。さらに画像再構成ユニット40は、WBコイル24aおよびフェーズドアレイコイル24bを用いて得られた生データに対してそれぞれフーリエ変換(FT)を実行することにより被検体Pの3次元画像データであるWB再構成画像およびPAC再構成画像を生成し、それぞれWB再構成画像データベース43およびPAC再構成画像データベース42に書き込む。

この際、感度プレスキャンにより収集された生データの再構成処理方法は、本スキャンにおける再構成処理方法と同様な方法とされる。本スキャンにおいてフェーズドアレイコイル24bを用いた再構成処理方法としては、各表面コイル24cにより得られた画像データの2乗和の平方根をとるSum of Square処理(SoS処理)や、各表面コイル24cにより得られた画像データの信号強度絶対値の和をとる再構成処理方法が挙げられる。

次に、ステップS11において、感度分布推定ユニット44は、WB再構成画

像データベース43およびPAC再構成画像データベース42に保存された各スライスにおけるWB再構成画像およびPAC再構成画像を用いることにより、3次元感度マップデータを生成する。

第5図は、第1図に示す磁気共鳴イメージング装置20により感度マップデータを生成する際の詳細手順を示すフローチャートであり、図中Sに数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

まずステップS20において、閾値処理部44aが、PAC再構成画像およびWB再構成画像に対して閾値処理を施し、PAC再構成画像およびWB再構成画像の各信号強度が予めそれぞれ設定された閾値以下となる部分のデータをマスクする。このため、肺野や被検体外部領域のように信号強度が閾値以下であり、無信号領域とみせる領域のPAC再構成画像およびWB再構成画像が3次元感度マップデータ作成用のデータから除外される。

次にステップS21において、リジョンリダクション部44bが、感度分布推定用に用いるPAC再構成画像およびWB再構成画像の閾値処理後の領域をリジョンリダクション処理により縮小させてマスク領域近傍における信号強度の小さい部分を3次元感度マップデータ作成用のデータから除外する。

第6図は、第1図に示す磁気共鳴イメージング装置20によるリジョンリダクション処理の実施例を示す図である。

リジョンリダクション前のPAC再構成画像およびWB再構成画像は、第6図(a)に示すように閾値処理によりマスクされた無信号領域D1と信号領域D2とを有する。しかし、一般に無信号領域D1近傍の信号領域D2は、信号強度が小さくなるという現象が生じる。また、フェーズドアレイコイル24bを用いた感度プレスキャンとWBコイル24aを用いた感度プレスキャンとは個別に実施されるため、被検体Pの内臓等の位置にずれが生じた場合にそのままPAC再構成画像とWB再構成画像との信号強度比をとると、無信号領域D1近傍の信号領域D2における信号強度が不連続となる。

そこで、第6図(b)に示すように信号領域D2のうち無信号領域D1近傍の部分D2'を無信号領域に置換して信号領域D2が縮小される。この結果、PAC再構成画像およびWB再構成画像のそれぞれにおける無信号領域D1近傍の信号強度が小さくなっている信号領域D2が3次元感度マップデータ作成用のデー

タから除外される。

次にステップS22において、除算処理部44cは、閾値処理およびリジョンリダクション処理後の各スライスにおけるPAC再構成画像の信号絶対値であるPAC絶対値画像をWB再構成画像の信号絶対値であるWB絶対値画像で除算することによりPAC絶対値画像とWB絶対値画像との信号強度比を3次元感度マップデータとして求める。

次にステップS23において、PAC絶対値画像とWB絶対値画像との信号強度比として求められた3次元感度マップデータの正規化処理がスライスごとに正規化部44dにより実施される。

次にステップS24において、正規化処理後の3次元感度マップデータに対して変換関数を用いたデータ平坦化処理がデータ平坦化部44eにより実施され、3次元感度マップデータが線形補間に適した平坦なデータに変換される。例えば、n次関数や指数関数、対数関数等の任意の関数により、3次元感度マップデータのフィッティングが実施され、線形補間に影響を与える局所的なデータの起伏を低減させるような処理が実施される。

次にステップS25において、被検体内領域補間部44fが、データ平坦化処理後の3次元感度マップデータのうち、被検体P内部における無信号領域に対して線形補間処理を施す。

第7図は第1図に示す磁気共鳴イメージング装置20による3次元感度マップデータの被検体P内部における無信号領域に対する線形補間の実施例を示す図である。

第7図(a)は、3次元感度マップデータをスライス方向からみた例を示す図であり、第7図(b)は、3次元感度マップデータをPE方向からみた例を示す図である。正規化処理およびデータ平坦化処理後の3次元感度マップデータは、無信号領域D1と信号領域D2とを有する。無信号領域D1は、被検体P内部における無信号領域D1aおよび被検体P外部における無信号領域D1bとからなる。

そして、被検体内領域補間部44fは、第7図(b)の矢印で示すように被検体P内部における無信号領域D1aについて例えばRO方向断面の信号領域D2における信号強度値を直線的に結ぶことにより線形補間する。この結果、被検体

P 内部の無信号領域 D 1 a が信号領域 D 2 に置き換えられる。

尚、線形補間は、R O 方向のみならず、P E 方向、S L 方向等の任意の方向に行うことができる。

次にステップ S 2 6 において、データ平坦化部 4 4 e が、線形補間後の 3 次元
5 感度マップデータに対して、逆変換関数によりデータ平坦化前の状態に再び変換する。

次にステップ S 2 7 において、被検体外領域補間部 4 4 g が、3 次元感度マップデータの被検体 P 外部における無信号領域に対してリジョングローイング処理を施すことにより補間する。

10 第 8 図は 3 次元感度マップデータの被検体 P 外部における無信号領域に対するリジョングローイングを 2 6 点法により行う場合の方法を示す説明図であり、第 9 図は 3 次元感度マップデータの被検体 P 外部における無信号領域に対するリジョングローイングを 6 点法により行う場合の方法を示す説明図である。

リジョングローイングは、無信号領域を信号領域の値でそのまま置換する処理
15 である。例えば、2 6 点法によるリジョングローイングは、第 8 図に示すように、格子の midpoint A の信号強度が閾値以上であり信号領域である一方、midpoint A と隣接する 2 6 個の格子点の各信号強度が閾値以下であり無信号領域である場合には、無信号領域の 2 6 個の格子点を midpoint A の信号強度で置き換える処理である。

また、6 点法によるリジョングローイングは、第 9 図に示すように、格子の midpoint A の信号強度が閾値以上であり信号領域である一方、midpoint A と隣接する 6 個の格子点の各信号強度が閾値以下であり無信号領域である場合には、無信号領域の 6 個の格子点を midpoint A の信号強度で置き換える処理である。

第 1 0 図は第 1 図に示す磁気共鳴イメージング装置 2 0 による 3 次元感度マップデータの被検体 P 外部における無信号領域に対するリジョングローイングの実
25 施例を示す図である。

線形補間後における 3 次元感度マップデータは第 1 0 図 (a) に示すように、被検体 P 外部の無信号領域 D 1 と被検体 P 内部の信号領域 D 2 とを有する。そして、被検体 P 外部の無信号領域 D 1 に対してリジョングローイングが施された結果、第 1 0 図 (b) に示すように被検体 P 外部の無信号領域 D 1 が信号領域 D 2
30 に置換されて補間され、全ての領域が信号領域 D 2 となる。そして、3 次元感度

マップデータが各スライスの全領域に亘って作成される。

一方、フェーズドアレイコイル24bのチャネルの配置によっては、フェーズドアレイコイル24bの感度分布が装置座標系のZ軸方向（スライス方向）に関して一様とならなくなる場合がある。

- 5 そこで、ステップS28において、スライス方向重み付け部44hは、3次元感度マップデータをスライス方向に重み付けすることにより補正する。スライス方向重み付け部44hは、例えば式(1)により補正係数の逆数Yを求め、補正係数 $1/Y$ を3次元感度マップデータに乗じることによりスライス方向への重み付けを実施することができる。

$$10 \quad \begin{aligned} Y &= 1 & \text{if } Z < B \\ Y &= A \times (Z - B)^2 + 1 & \text{if } Z \geq B \end{aligned} \quad (1)$$

但し、

Z : Z方向のスライスポジション

A : 係数

- 15 B : オフセット量

である。

第11図は第1図に示す磁気共鳴イメージング装置20により3次元感度マップデータのスライス方向への重み付けを実施する際の補正係数 $1/Y$ をプロットした図である。

- 20 第11図において縦軸は、補正係数 $1/Y$ を示し、横軸はZ方向のスライスポジションZを示す。また第11図中の実線は、式(1)において、係数 $A = -20$ 、オフセット量 $B = 0$ としたときの補正係数 $1/Y$ を示す曲線である。

- すなわち、Z方向のスライスポジションZが予め定められたオフセット量 $B = 0$ よりも小さい場合には、補正係数 $1/Y$ を1として3次元感度マップデータの
25 補正を行わない。

一方、Z方向のスライスポジションZが予め定められたオフセット量 $B = 0$ 以上である場合には、二次式を用いて関数化した計算式により補正係数 $1/Y$ が計算され、得られた補正係数 $1/Y$ を3次元感度マップデータに乗じることにより補正が実施される。

- 30 但し、補正係数の逆数Yの計算式は二次式によらず、任意の関数を用いて近似

することができる。

次にステップ S 2 9 において、3 次元スムージング処理部 4 4 i が、3 次元感度マップデータに適宜、所要の強度の 3 D スムージングフィルタをかける。この結果、局所的に値が極端に大きい部位がなく R O 方向、P E 方向、S L 方向のどの方向に関しても連続性を向上させた最終的な 3 次元感度マップデータを精度よく生成することができる。

そしてステップ S 3 0 において、感度分布推定ユニット 4 4 により生成された 3 次元感度マップデータが感度マップデータベース 4 5 に書き込まれて保存される。

次に第 4 図のステップ S 1 2 において、本スキャン実行ユニット 3 7 により画像取得用シーケンスがシーケンスコントローラ制御ユニット 3 8 に与えられて、本スキャンが実行される。そして、生データが収集されて画像再構成ユニット 4 0 の画像再構成処理により画像データが得られる。

次に、ステップ S 1 3 において、本スキャンにおいて得られた画像データの輝度が 3 次元感度マップデータにより補正される。そのため、本スキャンにおける撮影断面方向、空間分解能等の撮影条件、データ収集条件、画像再構成条件等の諸条件に応じて、画像データ補正ユニット 4 6 が感度マップデータベース 4 5 から対応する 3 次元感度マップデータを切り出す。

そして、画像データ補正ユニット 4 6 が、切り出した 3 次元感度マップデータを用いて画像データの輝度を補正する。この際、必要に応じて切り出された 3 次元感度マップデータを正規化してもよい。

この結果、フェーズドアレイコイル 2 4 b の感度のばらつきによる信号強度の不均一性の影響が抑制され、輝度が改善された画像データを得ることができる。

以上のような磁気共鳴イメージング装置 2 0 によれば、感度プレスキャンの実施により得られた画像データに基づいて、より精度よくフェーズドアレイコイル 2 4 b の感度分布を推定し、得られたフェーズドアレイコイル 2 4 b の感度分布に基づいて本スキャンの実施により得られた画像データの輝度をより良好に補正することができる。

従来の磁気共鳴イメージング装置 1 による画像データの輝度補正方法では、十分に画像データの輝度を補正することができなかったケース、例えば、感度プレ

スキヤンの撮影領域に肺等の無信号領域が含まれる場合、被検体Pの意思に関係なく内臓の形状が変わり得るように、感度プレスキャンの撮影時にフェーズドアレイコイル24bで撮影した被検体Pの形状とWBコイル24aで撮影した被検体Pの形状とにずれが生じた場合、フェーズドアレイコイル24bの各チャンネルの配置特性によって装置座標系のZ軸方向に関して信号強度の不均一性が生じたような場合であっても磁気共鳴イメージング装置20によれば、画像データの輝度を良好に補正することができる。

第12図は、第1図に示す磁気共鳴イメージング装置20により得られた輝度補正後における被検体Pの断層画像であり、第13図は、従来の磁気共鳴イメージング装置20により得られた輝度補正後における被検体Pの断層画像である。

第13図によれば、感度プレスキャンの撮影時にフェーズドアレイコイル24bで撮影した被検体Pの形状とWBコイル24aで撮影した被検体Pの形状とにずれが生じた結果、画像データの輝度が十分に補正されていないことが分かる。

一方、第12図によれば、WB再構成画像とPAC再構成画像のリジョンリダクションにより、フェーズドアレイコイル24bで撮影した被検体Pの形状とWBコイル24aで撮影した被検体Pの形状とにずれが生じても連続性を向上させた3次元感度マップデータを精度よく生成することができるため、画像データの輝度を十分に補正できることが確認できる。

尚、以上の磁気共鳴イメージング装置20において、データ処理の一部を省略してもよく、これに伴って構成要素の一部を省略してもよい。また、フェーズドアレイコイル24bの代わりに単一のコイルで構成してもよい。

第14図は本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の第2の実施形態を示す機能ブロック図である。

第14図に示された、磁気共鳴イメージング装置20Aでは、RFコイル24および受信器30の詳細構成並びにコンピュータ32の機能が第1図に示す磁気共鳴イメージング装置20と相違する。他の構成および作用については第1図に示す磁気共鳴イメージング装置20と実質的に異ならないため同一の構成については同符号を付して説明を省略する。

第15図は第14図に示すRFコイル24および受信器30の一例を示す詳細構成図である。

RFコイル24は、高周波信号送信用のWBコイル24aと本スキャンにおけるNMR信号受信用のコイルである主コイルとしてのフェーズドアレイコイル24bとで構成される。フェーズドアレイコイル24bは、複数の表面コイル24cを備える。

- 5 一方、受信器30は複数の受信系回路30aで構成される。そして、各表面コイル24cは、それぞれ個別に受信器30の各受信系回路30aと接続され、WBコイル24aは送信器29と接続される。ただし、WBコイル24aを受信器30の受信系回路30aと接続してもよい。

10 尚、WBコイル24aとフェーズドアレイコイル24bの配置例については第3図と同様である。

すなわち、フェーズドアレイコイル24bの各表面コイル24cは、例えば被検体Pの特定関心部位を含む断面Lの周囲となるZ軸周りに対称に配置される。さらにフェーズドアレイコイル24bの外側には、WBコイル24aが設けられる。そして、RFコイル24は、WBコイル24aにより被検体Pに高周波信号を送信する一方、フェーズドアレイコイル24bの各表面コイル24cにより多
15 チャンネルで特定関心部位を含む断面LからのNMR信号を受信して各受信器30に与えることができるように構成される。

また、コンピュータ32には、プログラムが読み込まれて実行されることにより感度プレスキャン実行ユニット36、感度プレスキャン条件設定ユニット50
20 、本スキャン実行ユニット37、シーケンスコントローラ制御ユニット38、生データデータベース39、画像再構成ユニット40、画像データデータベース41、主コイル画像データベース51、感度分布推定ユニット44、感度マップデータベース45、画像データ補正ユニット46、表示処理ユニット47として機能する。ただし、プログラムによらず、特定の回路を設けてコンピュータ32を
25 構成してもよい。

感度プレスキャン実行ユニット36は、フェーズドアレイコイル24bの感度分布である3次元感度マップデータを求めるための感度プレスキャンを実行する際のシーケンス（感度推定用シーケンス）を感度プレスキャン条件設定ユニット50から受けた撮影条件に基づいて生成する機能と、生成した感度推定用シーケ
30 ンスをシーケンスコントローラ制御ユニット38に与えることにより感度プレス

キャンを実行させる機能を有する。

感度プレスキャン条件設定ユニット50は、感度プレスキャンにおける撮影条件をコントラストが3次元感度マップデータを求めるために十分に低くなるように設定する機能と、設定した感度プレスキャンの撮影条件を感度プレスキャン実行

5 ユニット36に与える機能とを有する。

本スキャン実行ユニット37は、画像データを取得するための本スキャンを実行する際における各種シーケンスをシーケンスコントローラ制御ユニット38に与えることにより本スキャンを実行させる機能を有する。

シーケンスコントローラ制御ユニット38は、入力装置33またはその他の構成要素からの情報に基づいて、感度プレスキャン実行ユニット36および本スキャン実行ユニット37から受けたシーケンスのうち所要のシーケンスをシーケンスコントローラ31に与えることにより感度プレスキャンまたは本スキャンを実行させる機能を有する。また、シーケンスコントローラ制御ユニット38は、シーケンスコントローラ31から感度プレスキャンまたは本スキャンの実行により
10 収集されたフェーズドアレイコイル24bの各表面コイル24cの生データを受けて生データデータベース39に形成されたK空間（フーリエ空間）に配置する機能を有する。

このため、生データデータベース39には、受信器30において生成された表面コイル24c毎の各生データが保存される。すなわち、生データデータベース
20 39に形成されたK空間に生データが配置される。

画像再構成ユニット40は、本スキャンの実行により生データデータベース39のK空間に配置された生データに対してフーリエ変換（FT）等の画像再構成処理を施すことにより被検体Pの画像データを再構成させる機能と、再構成させた画像データを画像データデータベース41に書き込む機能とを有する。

また、画像再構成ユニット40は、感度プレスキャンの実行により生データデータベース39のK空間に配置された生データに対して、本スキャンの実行により得られる生データに対する再構成処理と同等な手法による再構成処理を施すことにより被検体Pの画像データを主コイル画像データとして再構成させる機能と、再構成させた主コイル画像データを主コイル画像データベース51に書き込む
30 機能とを有する。

感度分布推定ユニット44は、主コイル画像データベース51に保存された主コイル画像データを感度補正用データの元データである感度推定用データとして用いることにより、フェーズドアレイコイル24bの3次元感度マップデータを感度補正用データとして作成する機能と、作成した3次元感度マップデータを感度マップデータベース45に書き込む機能を有する。このため感度分布推定ユニット44は、閾値処理部44j、領域縮小部44k、補間部44l、スムージング処理部44mを備える。

閾値処理部44jは、主コイル画像データに対して閾値処理を施す機能、すなわち主コイル画像データの信号強度が予め設定された閾値以下となる部分のデータをマスクする機能を有する。

領域縮小部44kは、感度分布推定用に用いる主コイル画像データの領域を縮小させてマスク領域近傍における信号強度の小さい部分を3次元感度マップデータ作成用のデータから除外する機能を有する。

補間部44lは、主コイル画像データの領域縮小処理後のマスクされた無信号領域における3次元感度マップデータを推定して外挿あるいは内挿することにより感度分布推定用の主コイル画像データを補間する機能を有する。

スムージング処理部44mは、感度分布推定用の主コイル画像データに対してスムージング処理を施すことにより最終的な3次元感度マップデータを作成する機能を有する。

画像データ補正ユニット46は、感度マップデータベース45に保存された3次元感度マップデータから本スキャンにおける撮影条件、データ収集条件、画像再構成条件等の画像データ取得条件に応じた3次元感度マップデータを切り出して抽出する機能と、抽出した3次元感度マップデータを用いて本スキャンの実行により画像データデータベース41に保存された画像データの信号強度を補正する機能を有する。

表示処理ユニット47は、画像データデータベース41に保存された画像データを表示装置34に与えて表示させる機能を有する。

以上のような構成の磁気共鳴イメージング装置20Aは、各構成要素により全体として、本スキャンの画像撮影における受信用コイルの感度補正用データを生成するための感度プレスキャンを画像撮影における受信用コイルを受信用コイル

として実行するスキャン実行ユニットおよび感度プレスキャンにおいて画像撮影における受信用コイルにより取得されたデータのみを元データとして感度補正用データを生成する感度補正用データ生成ユニットとして機能する。

第16図は、第14図に示す磁気共鳴イメージング装置20Aにより被検体Pの断層画像を撮像する際の手順を示すフローチャートであり、図中Sに数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

まず、ステップS40において、感度プレスキャンが実行される。そこで、感度プレスキャン条件設定ユニット50が、感度プレスキャンにおける撮影条件を設定して感度推定用シーケンスを感度プレスキャン実行ユニット36に与える。ここで、感度プレスキャンにおける撮影条件は、3次元感度マップデータを作成するために再構成されて得られる画像が十分に低コントラストとなるように設定される。

低コントラストとなる撮影条件としては、例えば、繰り返し時間（TR：repetition time）を長くしてエコー時間（TE：echo time）を短くすることによりT1（縦緩和時間）およびT2（横緩和時間）のいずれの影響も少ないプロトン密度強調画像を撮影する際における条件あるいはこの条件に近い撮影条件を設定することができる。

感度プレスキャン実行のための感度推定用シーケンスとしては、例えば、高速フィールドエコー（FFE）系シーケンスでTEを1～5ms程度と短めに設定し、フリップ角を5～10度程度まで小さくしたものをを用いるとよい。さらに、TRを200ms程度にすれば、20枚以上のスライスにおける主コイル画像データを収集することが可能となり、3次元感度マップデータを作成するために必要な表面コイル24cの感度が反映されたボリューム全体の主コイル画像データを取得することができる。

一方、感度プレスキャンにおける撮影は2Dのマルチスライスでなく3D撮影としてもよい。3D撮像の感度推定用シーケンスとしては、例えばFFE系シーケンスでTEを1～5ms程度と短めに設定しフリップ角を5度以下程度まで小さくしたものをを用いることができる。さらに、TRを10ms程度とすることで、2D撮像と同等の撮影時間で必要な主コイル画像データを取得することができる。

そして、感度プレスキャン実行ユニット36により感度推定用シーケンスがシーケンスコントローラ制御ユニット38に与えられて本スキャンにおける受信用コイル（主コイル）であるフェーズドアレイコイル24bのみを受信用コイルとして感度プレスキャンが実行される。つまり、画像データを取得するための本ス
5 キャンに先立って、フェーズドアレイコイル24bの感度マップデータを得るための感度プレスキャンが実行される。

すなわち、予め寝台35には被検体Pがセットされるとともに、静磁場電源26から静磁場用磁石21に電流が供給されて撮像領域に静磁場が形成される。また、シムコイル電源28からシムコイル22に電流が供給されて撮像領域に形成
10 された静磁場が均一化される。

次に、入力装置33からシーケンスコントローラ制御ユニット38に動作指令が与えられる。このため、シーケンスコントローラ制御ユニット38は感度推定用シーケンスをシーケンスコントローラ31に与える。シーケンスコントローラ31は、感度推定用シーケンスに従って傾斜磁場電源27、送信器29および受
15 信器30を駆動させることにより被検体Pがセットされた撮像領域にX軸傾斜磁場 G_x 、Y軸傾斜磁場 G_y 、Z軸傾斜磁場 G_z を形成させるとともに、高周波信号を発生させる。

この際、傾斜磁場コイルにより形成されたX軸傾斜磁場 G_x 、Y軸傾斜磁場 G_y 、Z軸傾斜磁場 G_z は主として、位相エンコード（PE）用傾斜磁場、読出し（
20 RO）用傾斜磁場、スライスエンコード（SE）用傾斜磁場としてそれぞれ使用される。このため、被検体P内部における原子核のスピン回転方向に規則性が現れ、SE用傾斜磁場によりZ軸方向に形成されたスライスにおける二次元的な位置情報であるX座標およびY座標は、PE用傾斜磁場およびRO用傾斜磁場によりそれぞれ被検体P内部における原子核のスピン位相変化量および周波数変化量に変換さ
25 れる。

そして、送信器29から感度推定用シーケンスに応じてRFコイル24のWBコイル24aに高周波信号が与えられ、WBコイル24aから被検体Pに高周波信号が送信される。さらに、被検体Pの内部において高周波信号の周波数に応じたスライスに含まれる原子核の核磁気共鳴により生じたNMR信号が、RFコ
30 イル24の主コイルであるフェーズドアレイコイル24bの各表面コイル24cに

より多チャンネルで受信されてそれぞれの受信器 3 0 に与えられる。

尚、WB コイル 2 4 a は高周波信号の送信用としてのみ用いられ、受信用としては用いられない。

各受信器 3 0 は、フェーズドアレイコイル 2 4 b の各表面コイル 2 4 c から NMR 信号を受けて、前置増幅、中間周波変換、位相検波、低周波増幅、フィルタリング等の各種信号処理を実行する。さらに各受信器 3 0 は、NMR 信号を A/D 変換することにより、デジタルデータの NMR 信号である生データを生成する。受信器 3 0 は、生成した生データをシーケンスコントローラ 3 1 に与える。

シーケンスコントローラ 3 1 は、受信器 3 0 から受けた生データをシーケンスコントローラ制御ユニット 3 8 に与え、シーケンスコントローラ制御ユニット 3 8 は生データデータベース 3 9 に形成された K 空間に生データを配置する。さらに画像再構成ユニット 4 0 は、生データデータベース 3 9 の K 空間に配置された生データに対してフーリエ変換 (F T) を実行することにより被検体 P の 3 次元の画像データであるボリュームデータを主コイル画像データとして再構成させて、フェーズドアレイコイル 2 4 b の 3 次元感度マップデータを得るための感度推定用データとして主コイル画像データベース 5 1 に書き込む。

この際、感度プレスキャンにより収集された生データの再構成処理方法は、本スキャンにおける再構成処理方法と同様な方法とされる。本スキャンにおいてフェーズドアレイコイル 2 4 b を用いた再構成処理方法としては、各表面コイル 2 4 c により得られた画像データの 2 乗和の平方根をとる Sum of Square 処理 (S o S 処理) や、各表面コイル 2 4 c により得られた画像データの信号強度絶対値の和をとる再構成処理方法が挙げられる。

次に、ステップ S 4 1 において、感度分布推定ユニット 4 4 は、主コイル画像データベース 5 1 に保存されたボリュームデータである主コイル画像データを感度推定用データとして用いることにより、感度分布を推定する。

第 1 7 図は、第 1 6 図に示すフローチャートにおいて、フェーズドアレイコイル 2 4 b の感度分布を推定する際の詳細手順の一例を示すフローチャートであり、図中 S に数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

まずステップ S 5 0 において、主コイル画像データベース 5 1 から主コイル画像データが感度分布推定ユニット 4 4 に読み込まれる。

第 1 8 図は低コントラストとなる撮影条件で得られた主コイル画像データの信号強度分布を示す図であり、第 1 9 図は一般的なコントラストとなる撮影条件で得られた主コイル画像データの信号強度分布を示す図である。

第 1 8 図および第 1 9 図において、縦軸は主コイル画像データの信号値を示し、横軸は、第 3 図における関心領域 (ROI : region of interest) を含む断面 L 方向の位置を示す。また、

第 1 9 図のように、一般的なコントラストとなる撮影条件で得られた主コイル画像データでは、コントラストの違いによる影響が十分に小さくなく、そのままフェーズドアレイコイル 2 4 b の感度推定用データとして用いることが困難である。

一方、第 1 8 図のように、低コントラストとなる撮影条件で得られた主コイル画像データでは、コントラストの違いによる影響が十分に小さく、そのままフェーズドアレイコイル 2 4 b の感度推定用データとして用いたとしても誤差を小さくすることができる。

尚、ここでは、主コイル画像データを ROI を含む直線 L 上における 1 次元データとして示したが、実際には 2 次元あるいは 3 次元の撮影を実施して 2 次元または 3 次元の主コイル画像データが感度推定用データとして用いられて 3 次元感度マップデータを作成のための各種処理の対象とされる。

そこで、低コントラストとなる撮影条件で得られた主コイル画像データが感度推定用データとして用いられ、3 次元感度マップデータを作成のための各種処理が実施される。ここでは、従来の感度マップデータの作成方法と比較して説明する。

第 2 0 図は、従来の磁気共鳴イメージング装置 1 により 3 次元感度マップデータ作成の際に生成されるデータを示す図である。

従来の磁気共鳴イメージング装置 1 では、フェーズドアレイコイル 2 4 b と WB コイル 2 4 a の双方を受信用コイルとして感度プレスキャンが実行されるため、第 2 0 図 (a) に示すフェーズドアレイコイル 2 4 b で得られた主コイル画像データと第 2 0 図 (b) に示す WB コイル 2 4 a で得られた WB コイル画像データが取得されて双方のデータが感度推定用データとして用いられる。そして、主コイル画像データおよび WB コイル画像データの双方に対して予め設定された閾

値 ϵ 、 ϵ' との比較により閾値処理が施されて無信号領域の部分が感度推定用データから除外される。

さらに、閾値処理後の感度推定用データ領域 D 1 において、主コイル画像データを WB コイル画像データで除算することにより第 20 図 (c) に示す無次元化された 3 次元感度マップデータが作成される。そして、領域全体に亘って外挿や内挿等の補間処理により 3 次元感度マップデータが推定され、第 20 図 (d) に示す 3 次元感度マップデータが作成される。

一方、第 14 図に示す磁気共鳴イメージング装置 20 A では、フェーズドアレイコイル 24 b のみを受信用コイルとして感度プレスキャンが実行される。

第 21 図は、第 14 図に示す磁気共鳴イメージング装置 20 A により 3 次元感度マップデータ作成の際の問題点を説明する図であり、第 22 図は、第 21 図に示す問題点を回避した手順で磁気共鳴イメージング装置 20 A により 3 次元感度マップデータ作成の際に生成されるデータを示す図である。

すなわち、第 17 図のステップ S 5 1 において、閾値処理部 44 j により主コイル画像データに対して閾値処理が施される。つまり、第 21 図 (a) および第 22 図 (a) に示すように主コイル画像データの信号強度が予め設定された閾値 ϵ 以下となる部分のデータをマスクして被検体 P の領域外や肺野からの無信号領域の部分が感度推定用データから除外される。

そして、プロトン密度強調像等の低コントラストの主コイル画像データは、閾値処理後の感度推定用データ領域 D 1 において WB コイル画像データで除算することなくそのまま感度推定用データとして用いることができるが、閾値処理のみでは、第 21 図 (b) に示すように被検体 P の領域外や肺野からの無信号領域近傍の信号強度の低い部分の影響がキャンセルされずに、感度推定用データの値も小さくなりより正確な 3 次元感度マップデータを作成することが困難となる。

そこで、ステップ S 5 2 において、感度推定用データとして用いる領域の縮小処理が領域縮小部 44 k により実施される。すなわち、第 22 図 (b) に示すように感度推定用データ領域 D 1 のマスク領域との境界部近傍では、一般に信号強度が他の部分に比べて小さくなる現象が起こるため、感度推定用データ領域 D 1 の縮小処理により、信号強度が小さくなるエッジ部分の領域が除外される。

そして、ステップ S 5 3 において、第 22 図 (c) に示すように領域縮小処理

後の新たな感度推定用データ領域D 2における主コイル画像データの信号強度が
3次元感度マップデータとみなされる。さらに、領域縮小処理後のマスクされた
無信号領域における3次元感度マップデータが補間部4 4 1により外挿あるいは
内挿等の補間処理により推定されて、第2 2図(d)に示すような領域全体に亘
る3次元感度マップデータが作成される。

次にステップS 5 4において、補間後の領域全体に亘る3次元感度マップデー
タに対して直交関数展開等のフィッティングを行うことによりスムージング処理
を施す。この結果、より連続性のある最終的な3次元感度マップデータが作成さ
れる。

そして、第1 6図のステップS 4 2において、フェーズドアレイコイル2 4 b
の3次元感度マップデータが感度マップデータベース4 5に保存される。

次に、ステップS 4 3において、本スキャン実行ユニット3 7により画像取得
用シーケンスがシーケンスコントローラ制御ユニット3 8に与えられて、フェー
ズドアレイコイル2 4 bを受信用コイルとして本スキャンが実行される。そして
、生データが収集されて画像再構成ユニット4 0の画像再構成処理により画像デ
ータが得られる。

次に、ステップS 4 4において、本スキャンにおける撮影断面方向、空間分解
能等の撮影条件、データ収集条件、画像再構成条件等の諸条件に応じて、画像デ
ータ補正ユニット4 6が感度マップデータベース4 5から対応する3次元感度マ
ップデータを切り出す。

そして、ステップS 4 5において、画像データ補正ユニット4 6が、切り出さ
れた3次元感度マップデータを用いて画像データを補正する。すなわち、3次元
感度マップデータの逆数を画像データの各信号強度に乗じる補正処理が実行され
る。この際、3次元感度マップデータを非ゼロにする処理または3次元感度マッ
プデータがゼロの場合における場合分け処理等の画像データを補正に対する一般
的なエラー処理が適宜行われる。

この結果、フェーズドアレイコイル2 4 bの感度のばらつきによる信号強度の
不均一性の影響が抑制され、画質が改善された画像データを得ることができる。

以上のような、磁気共鳴イメージング装置2 0 Aによれば、複数の表面コイル
で構成されるフェーズドアレイコイル2 4 bを用いて画像を撮像する場合のよう

に、受信用コイルの感度にばらつきがあっても、WBコイル24aを感度プレス
キャンにおける受信用コイルとして使用しないため、より短時間で画像種等の撮
影条件に依存することなく画像データの信号強度ムラを補正することができる。
そして、十分な精度で撮影視野全体に亘って診断能の高い画像を従来よりも容易
5 に得ることができる。

また、例えば前述のTR200msの撮影条件で、48×48マトリクスに対
する撮影では、従来、感度プレスキャンにおいてWBコイル24aとフェーズド
アレイコイル24bの両者のデータを取得するために19.2秒の撮影時間が必要
であったものが、磁気共鳴イメージング装置20Aによれば、半分の9.6秒
10 の息止め撮影で3次元感度マップデータを作成するために必要な全ての主コイル
画像データを取得できるため、撮影時間の半減により患者の負担を低減させるこ
とができる。

さらに、本法ではWBコイル24aによる撮影が不要であるため、WBコイル
24aとフェーズドアレイコイル24bとのデカップリングが不十分であっても
15 実行でき、またWBコイル24aとフェーズドアレイコイル24b間のデータの
位置ズレ等のエラーの発生を防止することもできる。

第23図は本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の第3の実施形態を示す機
能ブロック図である。

第23図に示された、磁気共鳴イメージング装置20Bでは、コンピュータ3
20 2をシミング用撮影条件設定ユニット60としても機能させた点が第14図に示
す磁気共鳴イメージング装置20Aと相違する。他の構成および作用については
第14図に示す磁気共鳴イメージング装置20Aと実質的に異ならないため同一
の構成については同符号を付して説明を省略する。

磁気共鳴イメージング装置20Bのコンピュータ32は、シミング用撮影条件
25 設定ユニット60としても機能する。シミング用撮影条件設定ユニット60は、
静磁場の空間的な不均一を補正するために実施されるシミングの際の撮影条件を
設定して感度プレスキャン実行ユニット36に与える機能を有する。このため、
感度プレスキャン実行ユニット36は、感度プレスキャンとシミングを同時に実
施する撮影条件によるシーケンスを生成してシーケンスコントローラ制御ユニッ
30 ト38に与えるように構成される。

磁気共鳴イメージング装置 20B では、感度プレスキャンの実行とともにシミングが実施される場合がある。この際の撮像シーケンスとしては、例えば、FF EでTEを4.5ms/9.0msの2エコーとし、フリップ角を5~10度程度とすることができる。そして、2エコー間の信号位相差から磁場分布を求めて
5 シミングを行い、4.6msのデータを感度データ推定用に用いることができる。

このため、磁気共鳴イメージング装置 20Bによれば、磁気共鳴イメージング装置 20Aの効果に加え、より効率的な撮影を実施することができる。

尚、磁気共鳴イメージング装置 20A、20Bにおいて、フェーズドアレイコ
10 イル 24bのみならず頭部用コイル、各種アレイコイル、表面コイル等の目的別の各種コイルを本スキャンにおける受信用コイル、すなわちRFコイル 24の主コイルとすることができる。また、RFコイル 24ないし主コイルは、単一のコイルで構成してもよい。

このため、WBコイル 24aそのものを用いてWBコイル 24aの感度マップ
15 データを作成することもできる。WBコイル 24aの感度ムラはフェーズドアレイコイル 24bよりも小さいが、今後、装置のコンパクト化が行なわれた場合にWBコイル 24aでも感度ムラが無視できなくなる可能性が高い。そこで、WBコイル 24aのみを感度プレスキャンにおける受信用コイルとして用い、WBコイル 24aの感度マップデータを作成すれば、装置のコンパクト化を容易と
20 することができる。

一方、感度マップデータを本スキャンにおける受信用コイルで得られた画像データのみを元データとして生成する構成であれば、感度プレスキャンにおいて、本スキャンにおける受信用コイル以外のコイルを受信用コイルとして用いてもよい。

25 さらに、以上の各実施形態における磁気共鳴イメージング装置 20、20A、20Bを互いに組み合わせてもよく、一部の構成要素や機能を省略してもよい。

請求の範囲

1. RFコイルの感度マップデータを生成するためのスキャンを実行するス
5 キャン実行ユニットと、
前記スキャンにより得られた画像データの無信号領域近傍の信号領域に対して
リジョンリダクションを行うリジョンリダクションユニットと、
リジョンリダクション後の前記画像データを用いて感度マップデータを生成す
る感度マップデータ生成ユニットと、
10 前記感度マップデータに3次元スムージングフィルタをかけるスムージング処
理ユニットと、
を備えた磁気共鳴イメージング装置。
2. RFコイルの感度マップデータを生成するためのスキャンを実行するス
15 キャン実行ユニットと、
前記スキャンにより得られた画像データを用いて感度マップデータを生成する
感度マップデータ生成ユニットと、
前記感度マップデータの被検体内の無信号領域を線形補間する線形補間ユニッ
トと、
20 前記感度マップデータに3次元スムージングフィルタをかけるスムージング処
理ユニットと、
を備えた磁気共鳴イメージング装置。
3. 画像撮影における受信用コイルの感度補正用データを生成するためのス
25 キャンを前記画像撮影における受信用コイルを受信用コイルとして実行するスキ
ャン実行ユニットと、
前記スキャンにおいて前記画像撮影における受信用コイルにより取得されたデ
ータのみを元データとして前記感度補正用データを生成する感度補正用データ生
成ユニットと、
30 を備えた磁気共鳴イメージング装置。

4. 請求の範囲 1 記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記感度マップデータの被検体外の無信号領域をリジョンローイングするリ
ジョンローイングユニットを設けた。

5

5. 請求の範囲 1 記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記感度マップデータをスライス方向に重み付けすることにより補正するスラ
イス方向重み付けユニットを設けた。

10

6. 請求の範囲 2 記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記感度マップデータの被検体外の無信号領域をリジョンローイングするリ
ジョンローイングユニットを設けた。

15

7. 請求の範囲 2 記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記感度マップデータをスライス方向に重み付けすることにより補正するスラ
イス方向重み付けユニットを設けた。

8. 請求の範囲 2 記載の磁気共鳴イメージング装置において、
任意の変換関数を用いて前記感度マップデータを線形補間に適した平坦化され
た分布に変換するデータ平坦化処理を行う一方、逆変換関数を用いることにより
線形補間処理後の前記感度マップデータから前記データ平坦化処理前の分布に戻
すデータ平坦化ユニットを設け、

前記線形補間ユニットは、前記データ平坦化処理後における前記感度マップデ
ータの無信号領域を線形補間する一方、前記スムージング処理ユニットは、前記
データ平坦化ユニットにより前記データ平坦化処理前の分布に戻された前記感度
マップデータに 3 次元スムージングフィルタをかけるようにした。

9. 請求の範囲 3 記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記感度補正用データを生成するためのスキャンにおける撮影条件を、前記画
像撮影における受信用コイルにより取得されたデータのみを前記感度補正用デー

タの元データとするために十分に低いコントラストの画像を得るような条件とした。

10. 請求の範囲3記載の磁気共鳴イメージング装置において、
5 前記感度補正用データの元データに対して閾値処理を施して抽出したデータの領域縮小処理後のデータを用いて前記感度補正用データを生成するようにした。

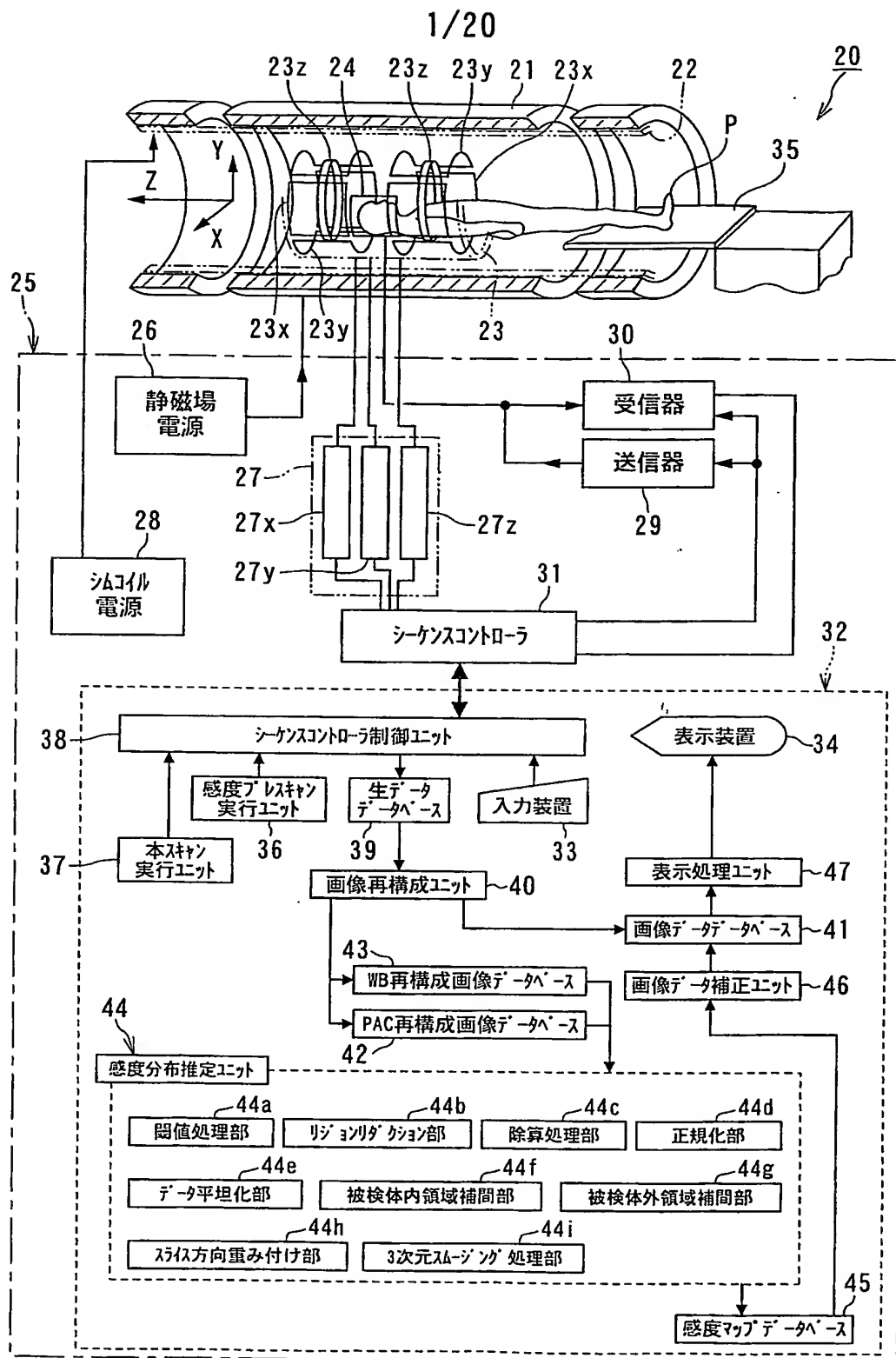
11. 請求の範囲3記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記スキャン実行ユニットは、前記感度補正用データを生成するためのスキャンを、表面コイルを受信用コイルとして実行するようにした。
10

12. RFコイルの感度マップデータを生成するためのスキャンにより得られた画像データの無信号領域近傍の信号領域に対してリジョンリダクションを行うステップと、
15 リジョンリダクション後の前記画像データを用いて感度マップデータを生成するステップと、
前記感度マップデータに3次元スムージングフィルタをかけるステップと、
を有する磁気共鳴イメージング装置のデータ処理方法。

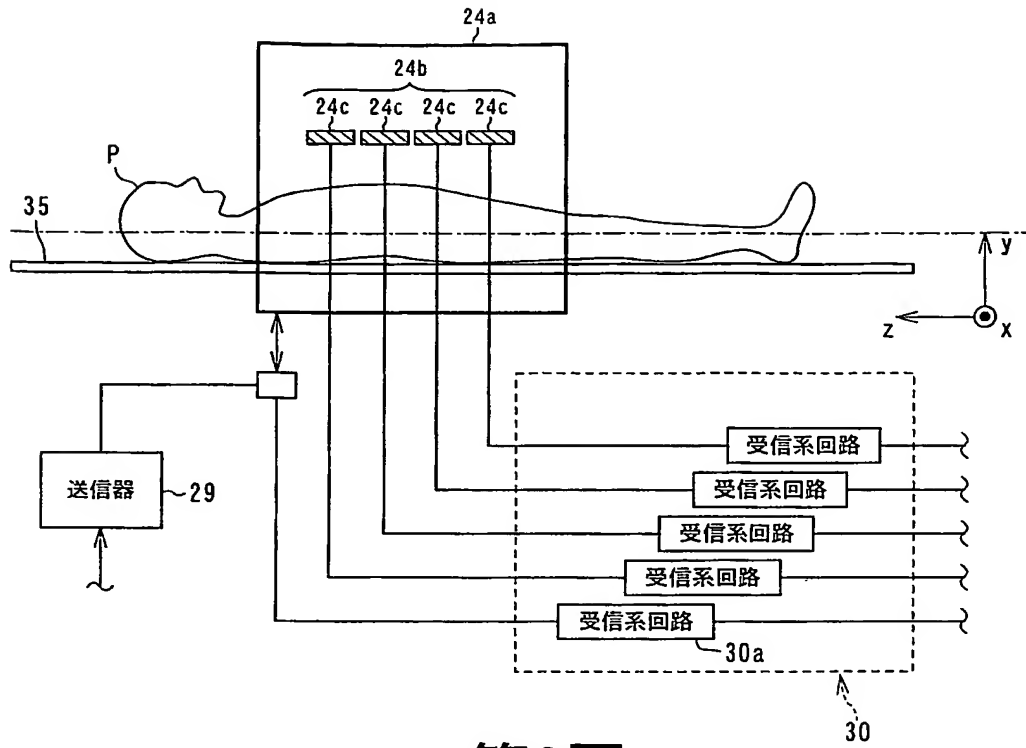
- 20 13. RFコイルの感度マップデータを生成するためのスキャンにより得られた画像データを用いて感度マップデータを生成するステップと、
前記感度マップデータの被検体内の無信号領域を線形補間するステップと、
前記感度マップデータに3次元スムージングフィルタをかけるステップと、
を有する磁気共鳴イメージング装置のデータ処理方法。

25

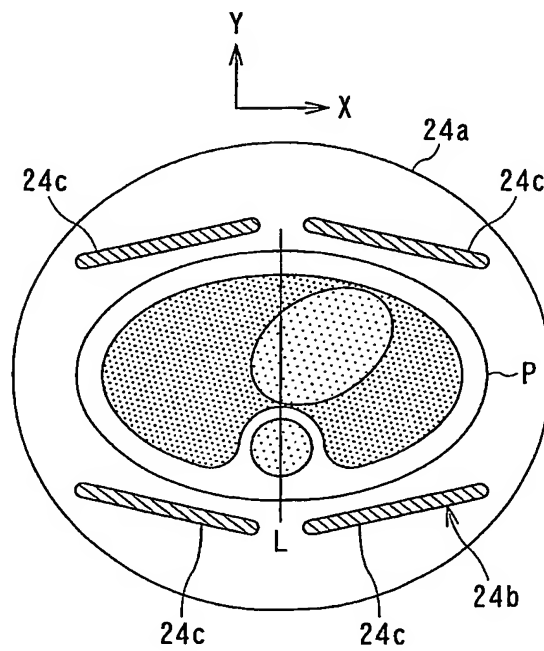
14. 画像撮影における受信用コイルの感度補正用データを生成するためのスキャンを前記画像撮影における受信用コイルを受信用コイルとして実行し、
前記スキャンにおいて前記画像撮影における受信用コイルにより取得されたデータのみを元データとして前記感度補正用データを生成する磁気共鳴イメージング装置のデータ処理方法。
30



2/20

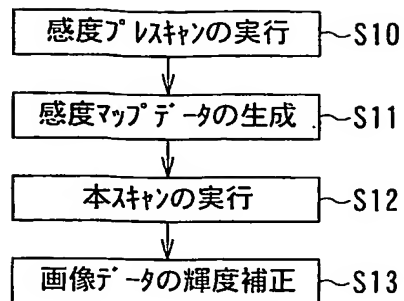


第2図

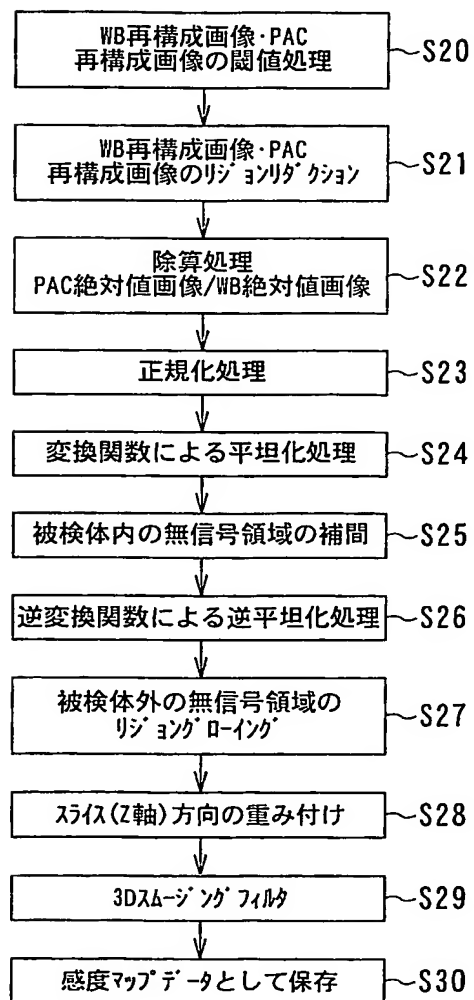


第3図

3/20

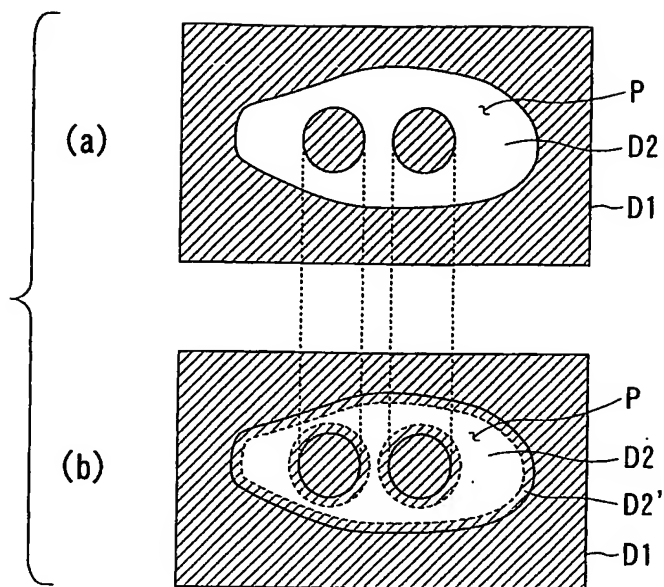


第4図

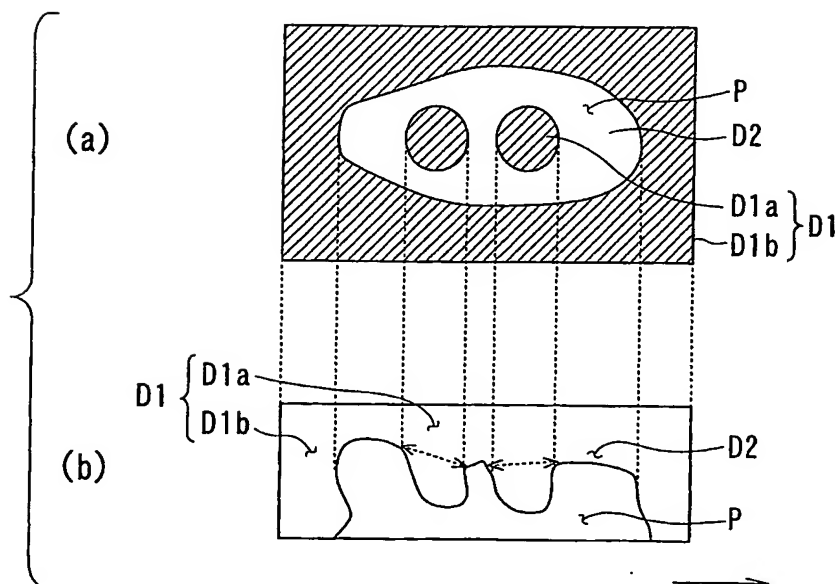


第5図

4/20

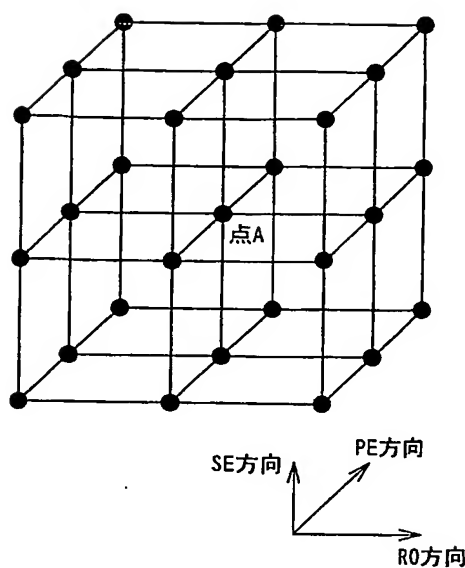


第6図

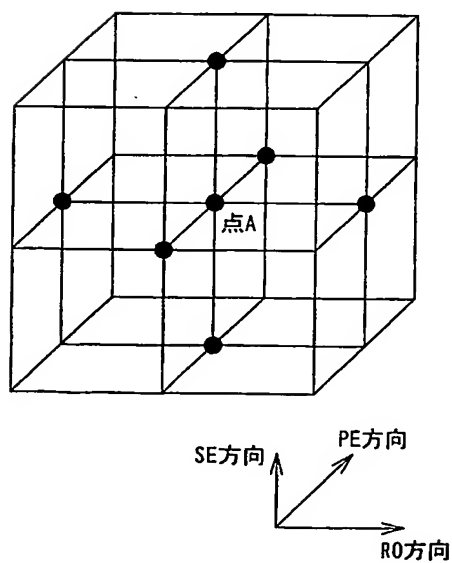


第7図

5/20

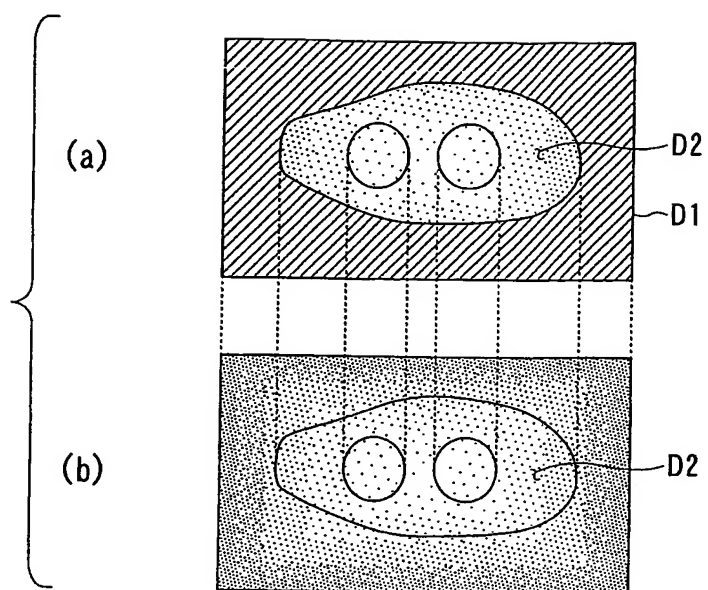


第8図

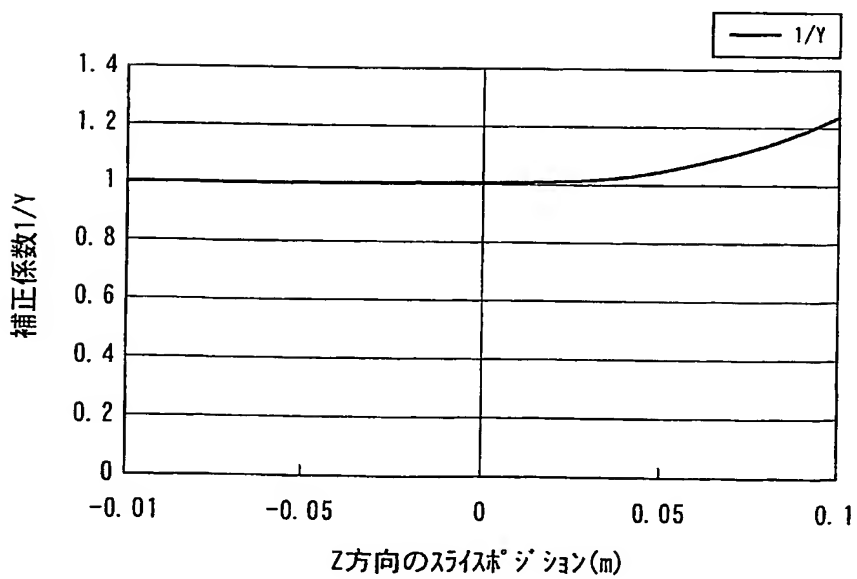


第9図

6/20

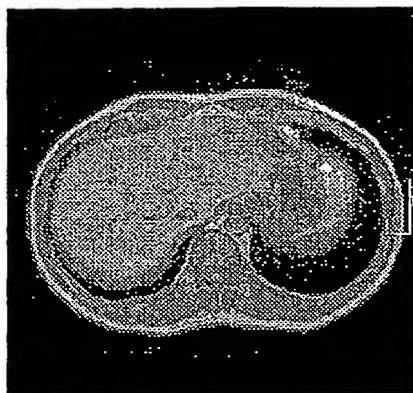


第10図



第11図

7/20



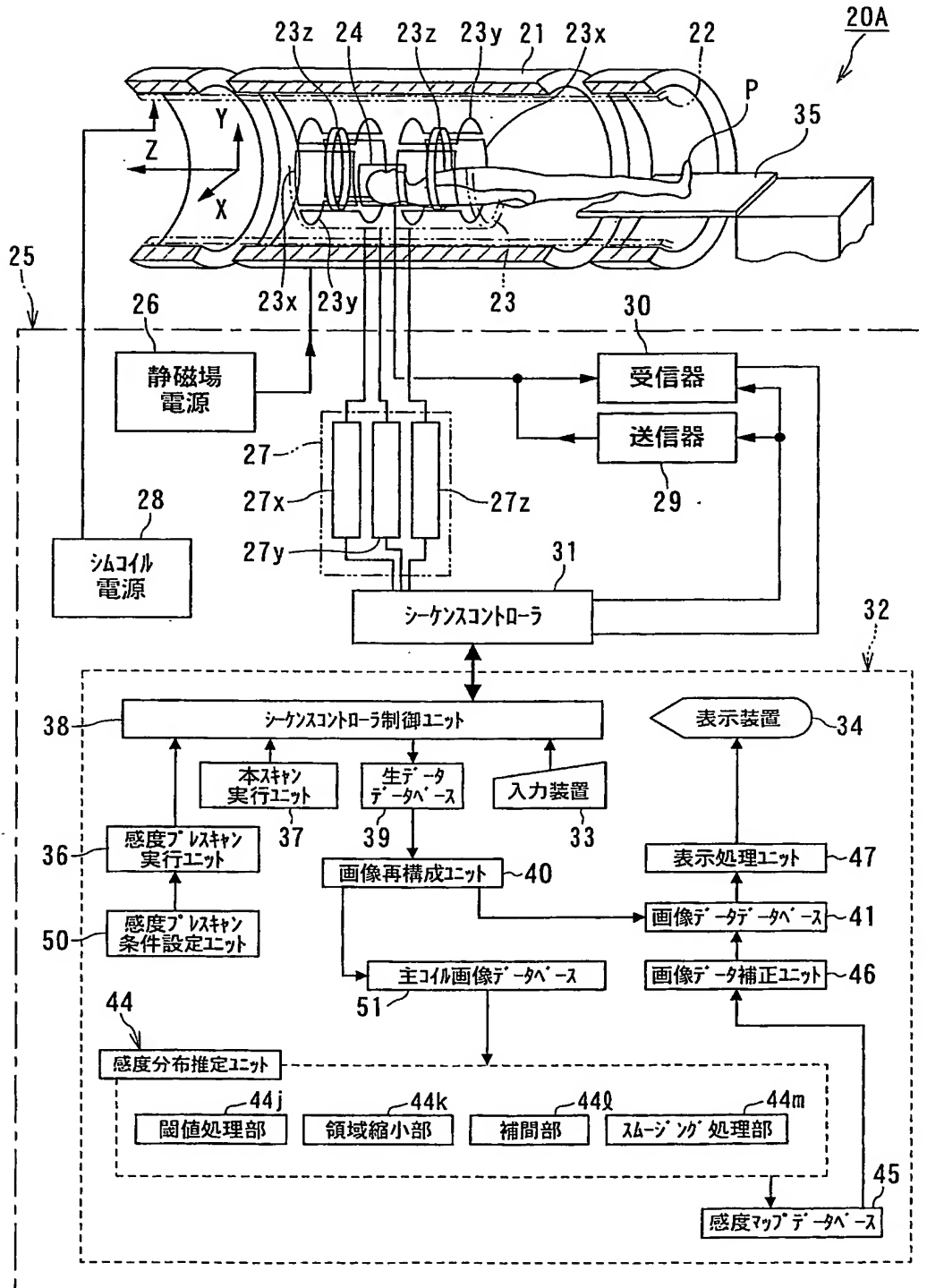
第12図



第13図

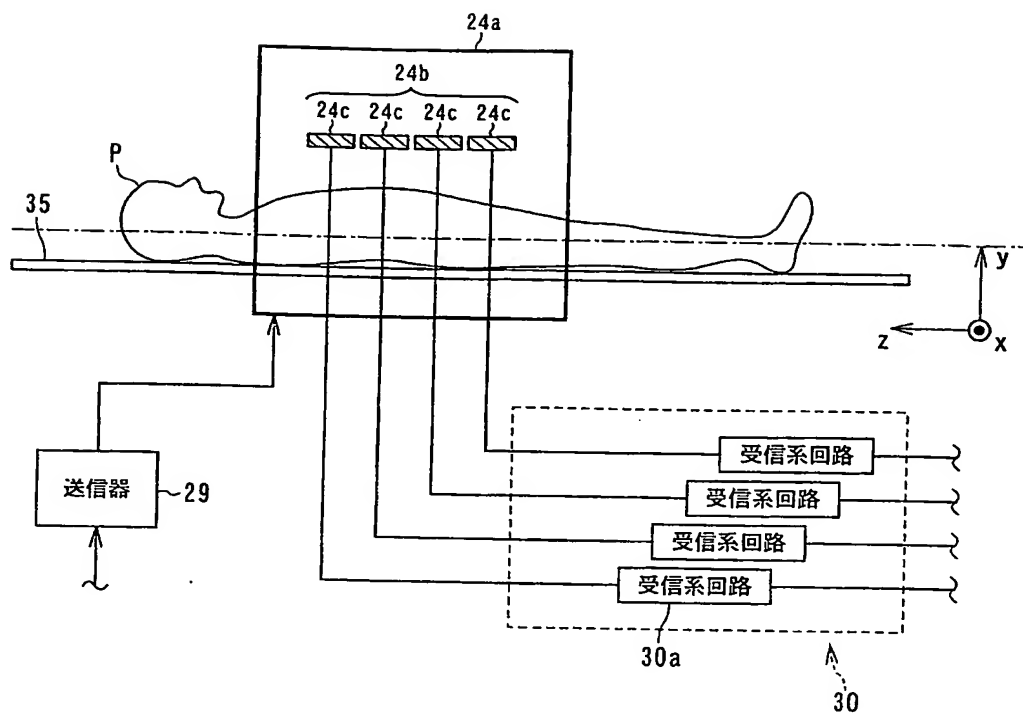
BEST AVAILABLE COPY

8/20



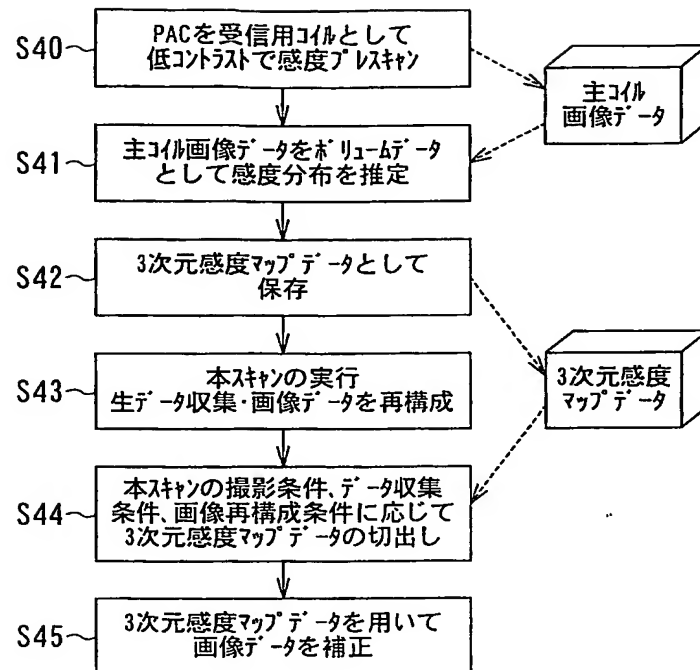
第14図

9/20

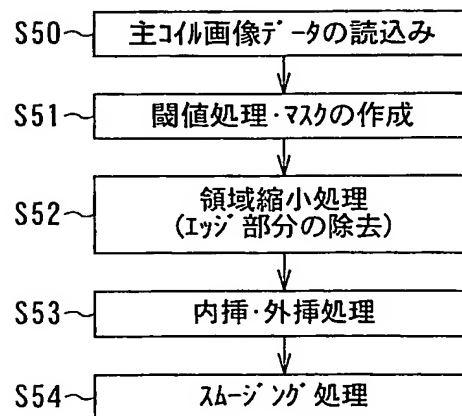


第15図

10/20



第16図



第17図

11/20

信号強度分布



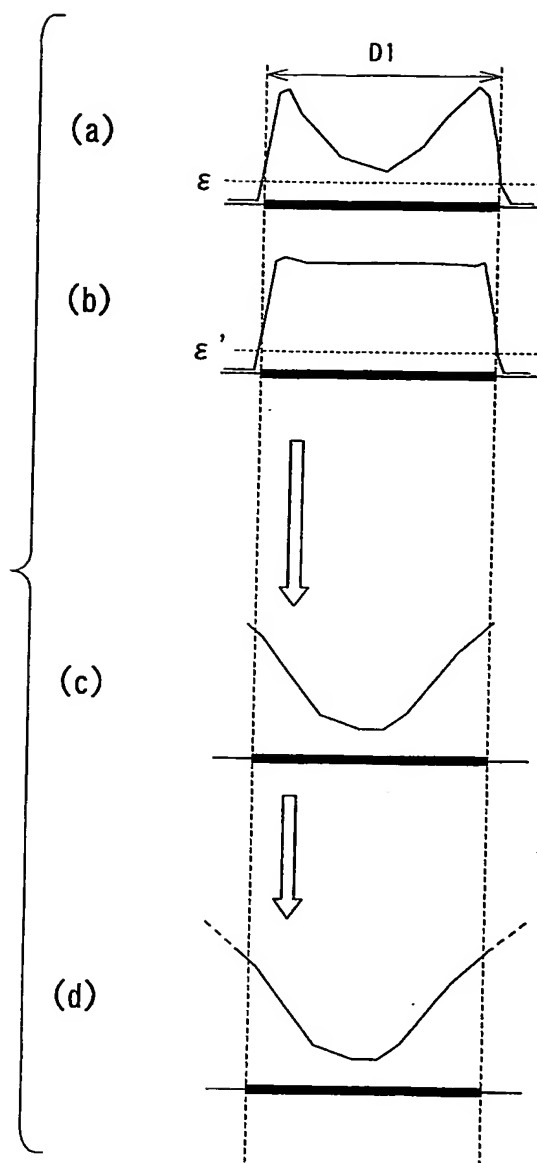
第18図

信号強度分布



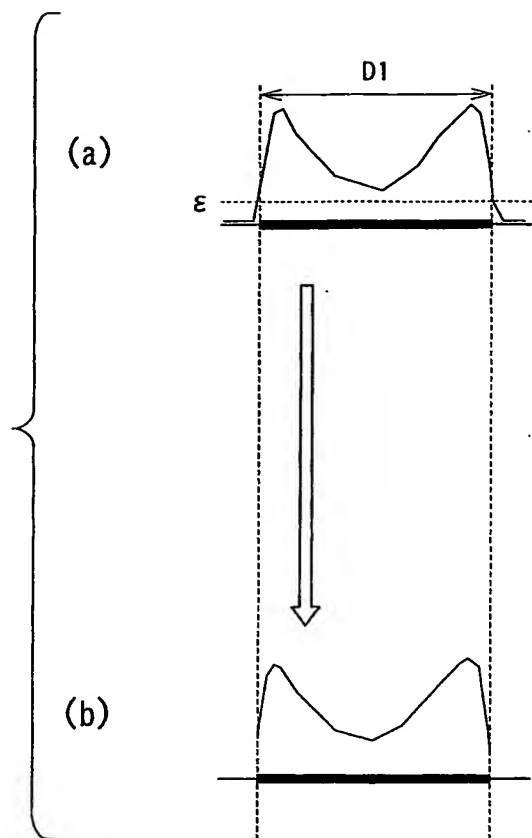
第19図

12/20



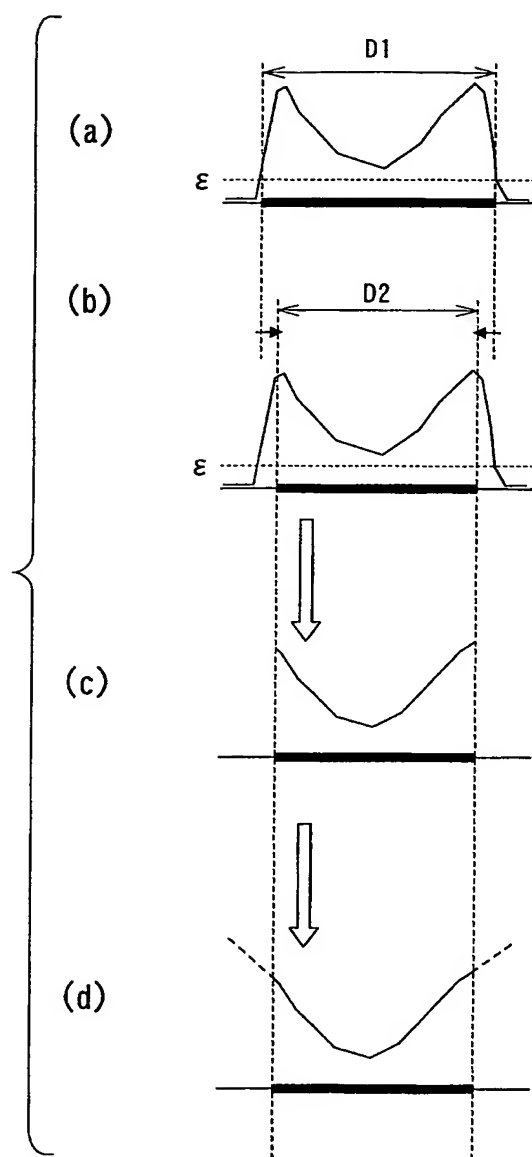
第20図

13/20

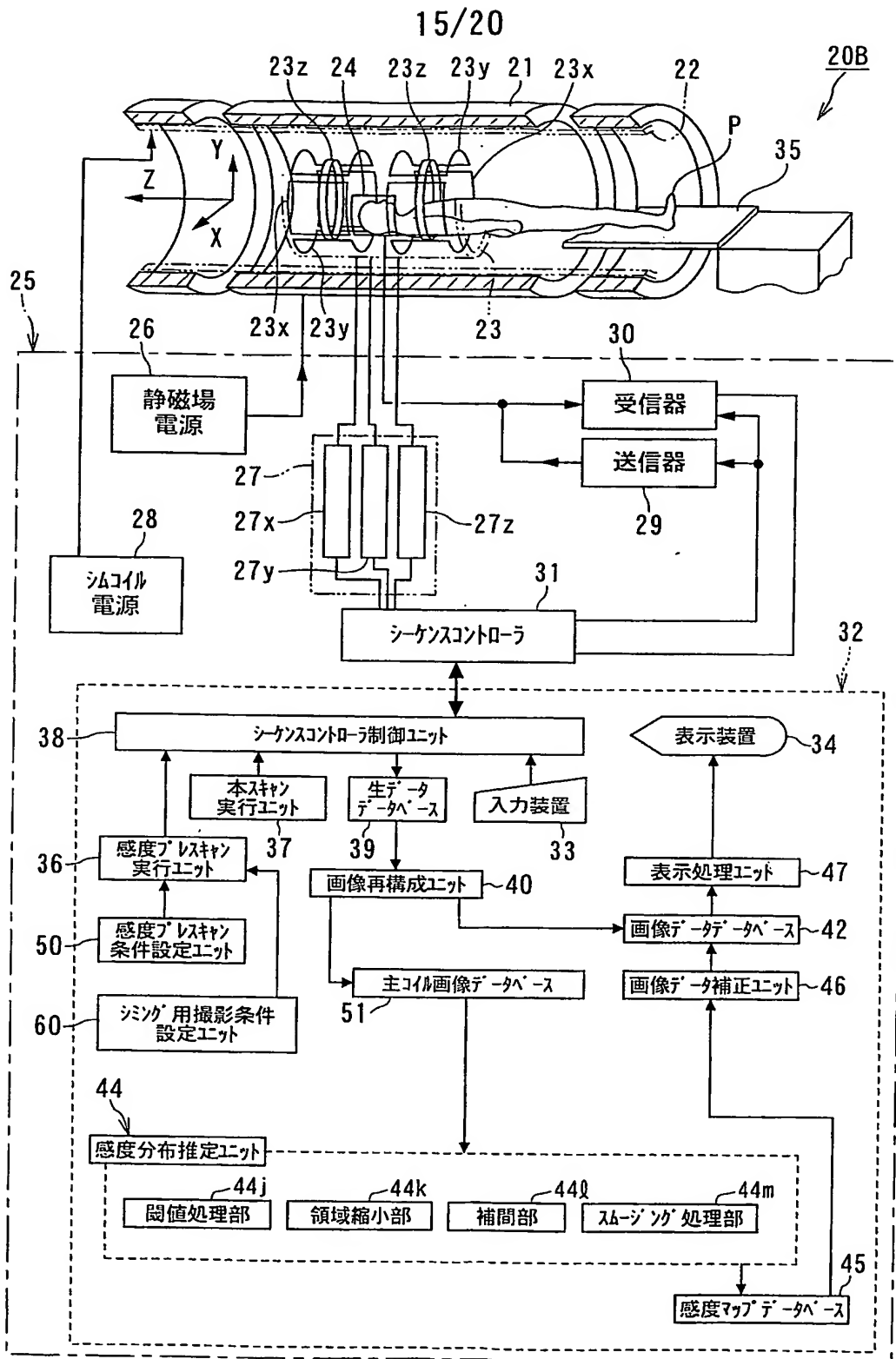


第21図

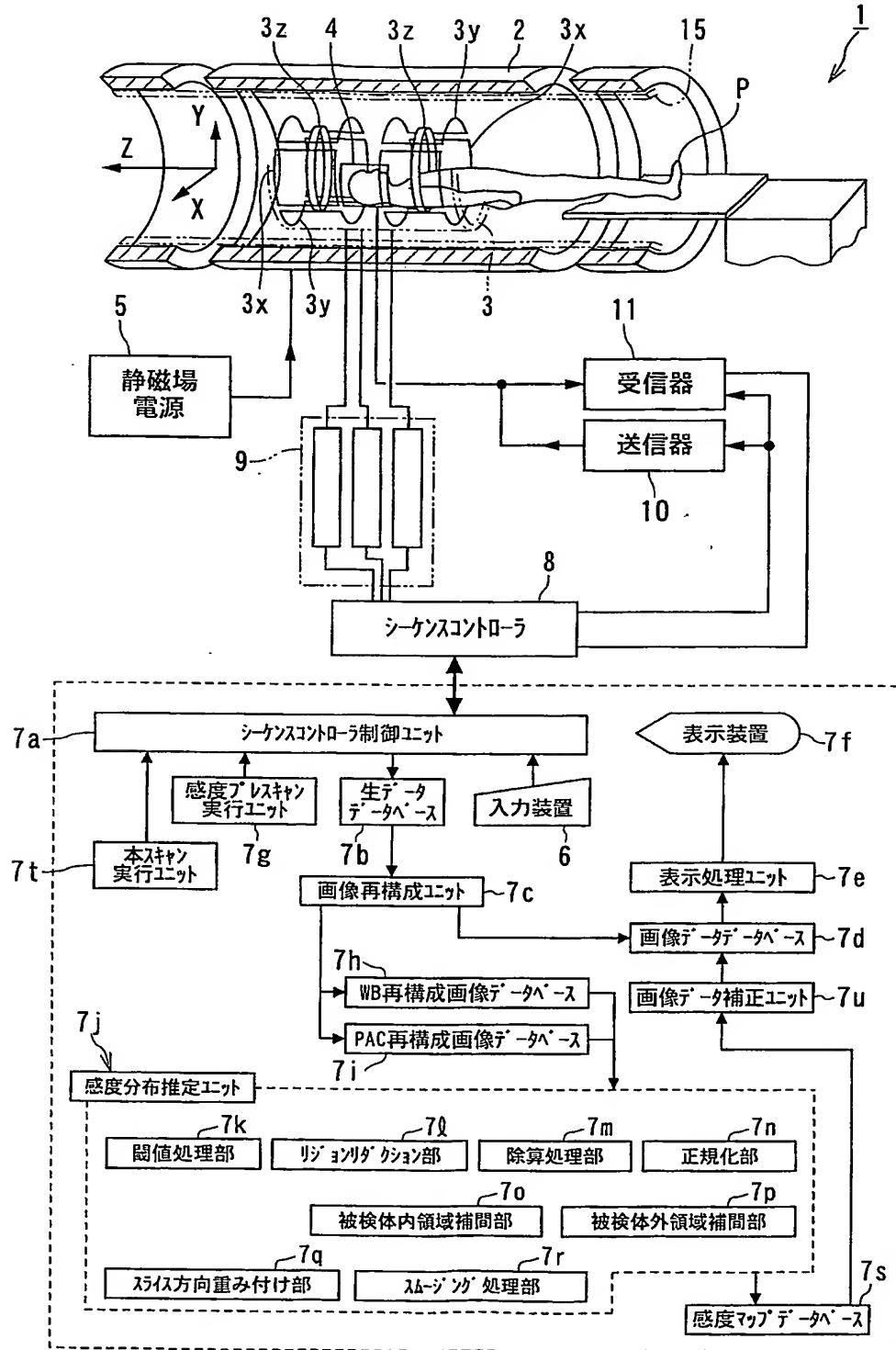
14/20



第22図

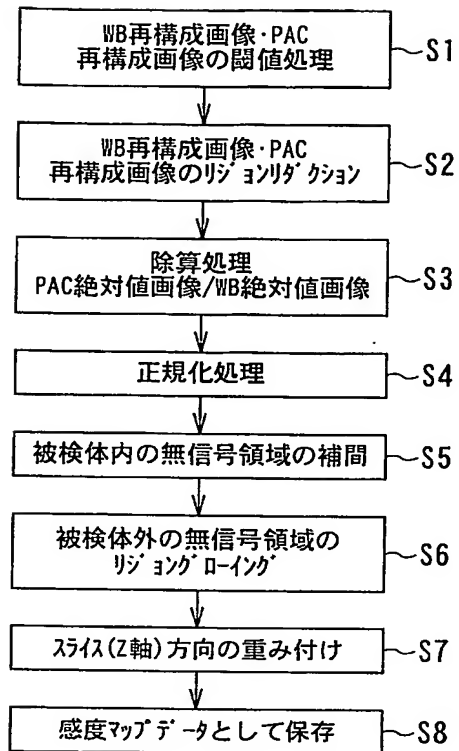


16/20



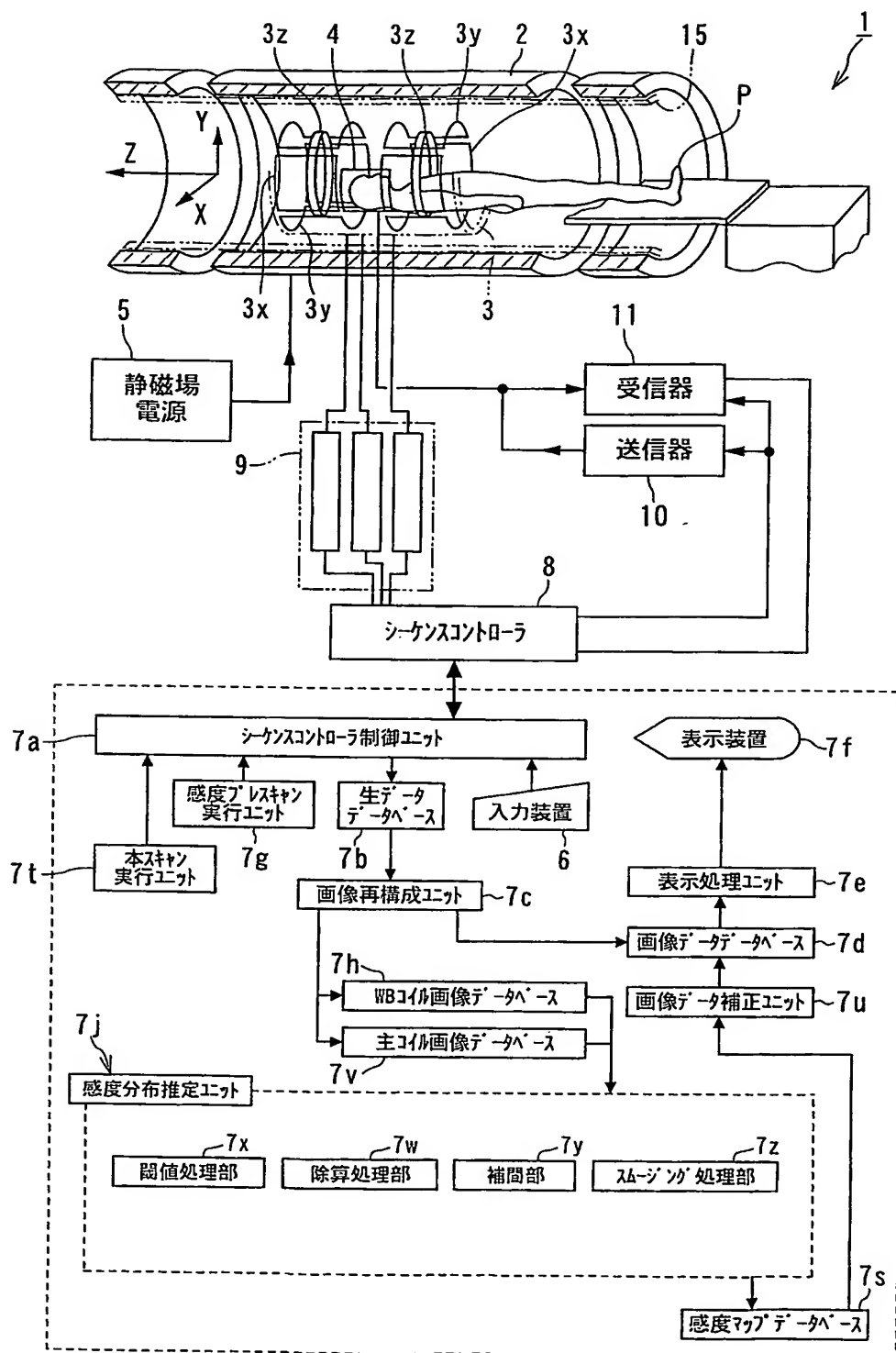
第24図

17/20



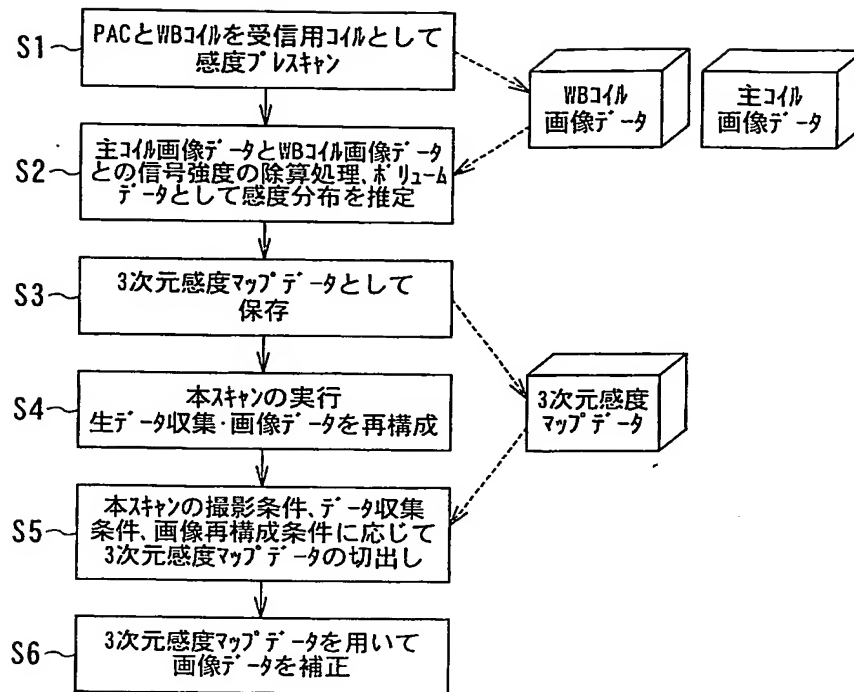
第25図

18/20



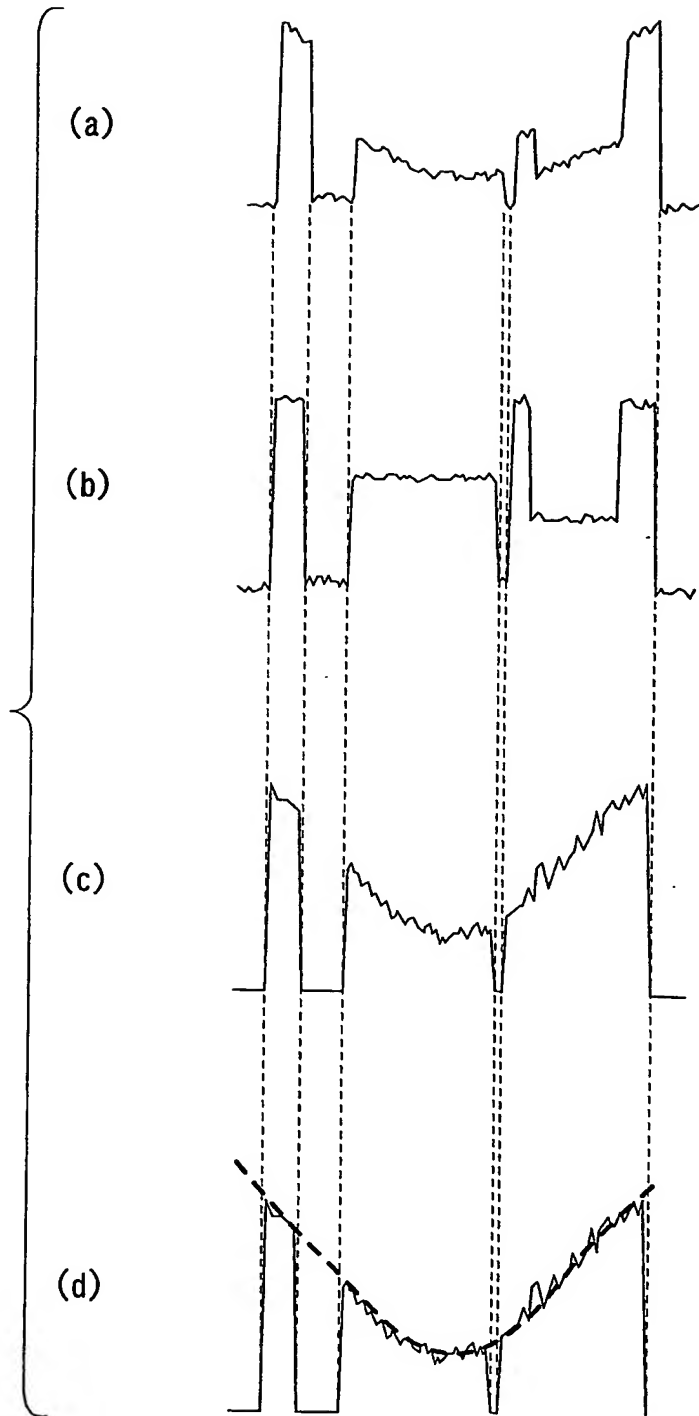
第26図

19/20



第27図

20/20



第28図

10/539086

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/003659

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl.⁷ A61B5/055, G01R33/56

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl.⁷ A61B5/055, G01R33/20-33/64, G01N24/00-24/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2005

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 9-238920 A (Toshiba Corp.), 16 September, 1997 (16.09.97), Full text; all drawings (Family: none)	1-7, 9-14 8
Y	JP 3-224540 A (Shimadzu Corp.), 03 October, 1991 (03.10.91), Full text; all drawings (Family: none)	8
A	JP 11-056811 A (Hitachi Medical Corp.), 02 March, 1999 (02.03.99), Full text; all drawings (Family: none)	1-14

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
17 March, 2005 (17.03.05)

Date of mailing of the international search report
05 April, 2005 (05.04.05)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B 5/055, G01R 33/56

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B 5/055, G01R 33/20-33/64,
G01N 24/00-24/14

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2005年
日本国登録実用新案公報	1994-2005年
日本国実用新案登録公報	1996-2005年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	J P 9-238920 A (株式会社東芝)	1-7, 9-14
Y	1997. 09. 16, 全文, 全図 (ファミリーなし)	8
Y	J P 3-224540 A (株式会社島津製作所)	8
	1991. 10. 03, 全文, 全図 (ファミリーなし)	
A	J P 11-056811 A (株式会社日立メディコ)	1-14
	1999. 03. 02, 全文, 全図 (ファミリーなし)	

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

17. 03. 2005

国際調査報告の発送日

05.04.2005

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)
神谷 直慈

2W 9310

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B 5/055, G01R 33/56

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B 5/055, G01R 33/20-33/64,
G01N 24/00-24/14

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2005年
日本国登録実用新案公報	1994-2005年
日本国実用新案登録公報	1996-2005年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	J P 9-238920 A (株式会社東芝)	1-7, 9-14
Y	1997. 09. 16, 全文, 全図 (ファミリーなし)	8
Y	J P 3-224540 A (株式会社島津製作所)	8
	1991. 10. 03, 全文, 全図 (ファミリーなし)	
A	J P 11-056811 A (株式会社日立メディコ)	1-14
	1999. 03. 02, 全文, 全図 (ファミリーなし)	

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

17. 03. 2005

国際調査報告の発送日

05.04.2005

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

神谷 直慈

2W

9310

電話番号 03-3581-1101 内線 3290